

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR



PROYECTO FIN DE CARRERA

**Diseño de un interfaz hombre-
máquina con un observador
dinámico en tiempo real**

David Fernández Rico

Marzo 2011

Diseño de un interfaz hombre-máquina con un observador dinámico en tiempo real

AUTOR: David Fernández Rico

TUTOR: Pablo Varona Martínez

Grupo de Neurocomputación Biológica (GNB)

Dpto. de Ingeniería Informática

Escuela Politécnica Superior

Universidad Autónoma de Madrid

Marzo de 2011

Resumen

Este proyecto aborda el diseño e implementación de un interfaz hombre-máquina mediante un observador dinámico en tiempo real. El observador selecciona eventos de una señal biológica para el control de un cursor con el fin de realizar un deletreo y utiliza una estimulación dependiente de la actividad registrada para optimizar el control y disminuir el tiempo de aprendizaje. Mediante la estimulación dependiente de actividad el usuario mejora su autopercepción de la señal biológica utilizada para el control

Específicamente el interfaz desarrollado utiliza la respiración y el pulso para la consecución de los objetivos marcados de deletreo.

Palabras clave:

Interfaz hombre-máquina, observador dinámico, biología, biotecnología, tiempo real, estimulación dependiente de actividad, bioingeniería, sensores biológicos, multimodalidad.

Abstract

In this project I develop and implement a Human-Machine interface with a dynamic observer in real time. The observer selects events from a biological signal for the control of a pointer to spell words in a screen. The dynamical observer uses an activity-dependent stimulation to optimize the control and to achieve a faster learning. Through the activity-dependent stimulation the user improves his auto-perception of the biological signal used to control the interface.

Specifically, the interface developed uses breathing and the pulse to achieve the goals set for the word spelling.

Key Words:

Human-Machine interface, dynamical observer, biology, biotechnology, real time, activity-dependent stimulation, bioengineering, biological sensors, multimodality.

Agradecimientos

Me gustaría agradecer primeramente a mi tutor Pablo Varona la paciencia y comprensión que ha tenido conmigo y la información e imaginación con la que me ha ido ayudando en cada fase de este proyecto, así como a los miembros del Grupo de Neurocomputación Biológica de la UAM que han servido de inspiración y apoyo para las nuevas ideas que se ha ido planteando, así como para los problemas que se fueron presentando durante la realización de este proyecto.

También quiero agradecer a mis padres y a mi novia el tesón con el que me han insistido cada fin de semana del año para que a pesar de estar ya trabajando, fuera sacando algunos momentos para avanzar en la memoria de este proyecto y no dejar abandonado esté.

Por otro lado también quiero mencionar a los buenos amigos (ellos saben quiénes son) que de una forma u otra también me han servido de apoyo en situaciones difíciles, aunque quizás tengan ellos parte de culpa en la tardanza de la redacción de este proyecto.

No tengo espacio para mencionar a todas las personas que han influido en mí en mayor o menor medida a lo largo de estos años de universidad, pero gracias a todos ellos he cambiado mucho a lo largo de esta etapa y pienso que para mejor, por lo que con la lectura de este proyecto pongo fin a una de las etapas más importantes de mi vida, pero otras nuevas me esperan y ya estoy empezando a vivirlas con ganas.

INDICE DE CONTENIDOS

DISEÑO DE UN INTERFAZ HOMBRE-MÁQUINA CON UN OBSERVADOR DINÁMICO EN TIEMPO REAL.....	1
1 INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 MOTIVACIÓN	1
1.2 OBJETIVOS.....	1
1.3 RESUMEN DE LO CONSEGUIDO	2
1.4 ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA	2
2 ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE.....	3
2.1 INTERFACES HOMBRE-MÁQUINA	3
2.1.1 <i>Inicios</i>	4
2.1.2 <i>ACTUALIDAD Y TENDENCIAS</i>	8
2.2 BIOTECNOLOGÍA	12
2.2.1 <i>Bioingeniería</i>	12
2.3 BIOFEEDBACK.....	16
2.3.1 <i>Historia</i>	16
2.3.2 <i>Modelos</i>	17
2.3.3 <i>Funcionamiento</i>	17
2.4 SENSORES ELECTRÓNICOS.....	19
2.4.1 <i>Introducción</i>	19
2.4.2 <i>Tipos de sensores</i>	19
3 DESARROLLO.....	22
3.1 INTRODUCCIÓN.....	22
3.2 INNOVACIONES	23
3.3 HARDWARE	24
3.3.1 <i>Sensores</i>	24
3.3.2 <i>Amplificador Diferencial</i>	29
3.3.3 <i>Tarjeta de Adquisición de datos</i>	33
3.4 SOFTWARE	36
3.4.1 <i>Software Adquisición Datos Tiempo Real</i>	37
3.4.2 <i>Adquisición de Datos Capa Usuario</i>	44
3.4.3 <i>Procesado de Datos</i>	45
4 INTEGRACIÓN, PRUEBAS Y RESULTADOS	89
4.1 INTEGRACIÓN	89
4.2 PRUEBAS Y RESULTADOS	92
5 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	98
5.1 CONCLUSIONES.....	98
5.2 POSIBLES APLICACIONES.....	99
5.3 TRABAJO FUTURO	99
6 REFERENCIAS	100
GLOSARIO	103

INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: ESQUEMA DE COMUNICACIÓN BIDIRECCIONAL EN UN INTERFAZ H-M.	3
FIGURA 2: LUCY A. SUCHMAN	6
FIGURA 3: NICHOLAS NEGROPONTE.	6
FIGURA 4: EJEMPLO DE UTILIZACIÓN MULTIMODALIDAD	9
FIGURA 5: EJEMPLO CONTROL DE LA MÁQUINA A TRAVÉS DE SEÑAL BIOLÓGICA (RITMO RESPIRATORIO)	11
FIGURA 6: EJEMPLO INGENIERÍA BIOMEDICINA DONDE SE PUEDE APRECIAR EL CONTROL SOBRE UN BRAZO ROBÓTICO	13
FIGURA 7: EJEMPLO INGENIERÍA BIOMEDICINA (SEÑAL CARDIACA DEL PACIENTE)	14
FIGURA 8: ESQUEMA DE BIOFEEDBACK CLÁSICO ADAPTADO A ESTE PROYECTO	18
FIGURA 9: SENSOR PRESIÓN RESISTIVO	20
FIGURA 10: SENSOR CONDUCTIVIDAD	21
FIGURA 11: FLUJOGRAMA SISTEMA IMPLEMENTADO	22
FIGURA 12: COMPARACIÓN ENTRE MODELO ANTIGUO (IZQDA) Y NUEVO MODELO PROPUESTO (DRCHA) PARA LA INTERACCIÓN HOMBRE-MÁQUINA A TRAVÉS DE UN OBSERVADOR DINÁMICO	23
FIGURA 13: PARTE DE LOS ELEMENTOS HARDWARE UTILIZADOS EN ESTE PROYECTO	24
FIGURA 14: SENSOR DE PULSO FOTOELÉCTRICO DE G.TEC	26
FIGURA 15: EMISOR Y FOTODETECTOR DEL SENSOR DE PULSO	26
FIGURA 16: FIJACIÓN DEL SENSOR	27
FIGURA 17: SENSOR DE RESPIRACIÓN	28
FIGURA 18: COLOCACIÓN DE LA CINTA	28
FIGURA 19: SENSOR CONDUCTIVIDAD	29
FIGURA 20: SENSOR CONDUCTIVIDAD	29
FIGURA 21: COLOCACIÓN ELECTRODOS	29
FIGURA 22: ELECTRODOS	29
FIGURA 23: ESQUEMA AMPLIFICADOR DIFERENCIAL	30
FIGURA 24: A-M SYSTEMS 1700 DIFFERENTIAL AC AMPLIFIER	32
FIGURA 25: CONECTOR SENSOR-AMPLIFICADOR	32
FIGURA 26: CARACTERÍSTICAS PCI-6259 M-SERIES DAQ	33
FIGURA 27: TARJETA DE ADQUISICIÓN	33
FIGURA 28: BNC-2090A RACK CONEXIONES	34
FIGURA 29: CONECTOR BNC MACHO	34
FIGURA 30: CONECTOR BNC HEMBRA	34
FIGURA 31: CONECTOR FABRICADO BNC MACHO	35
FIGURA 32: LOGO S.O FEDORA	36
FIGURA 33: LOGO DEL PROYECTO COMEDI	37
FIGURA 34: LOGO DE RTAI	38
FIGURA 35: ESQUEMA FUNCIONAL RTAI	40
FIGURA 36: DIAGRAMA CONEXIÓN NÚCLEO-USUARIO	44
FIGURA 37: FILTRO DIGITAL	46
FIGURA 38: ESQUEMA DE FILTRADO DEL SISTEMA	46
FIGURA 39: ESTRUCTURA BÁSICA FILTRO FIR	47
FIGURA 40: RESPUESTA EN FRECUENCIA Y DESFASE DEL FILTRO FIR DISEÑADO	48
FIGURA 41: RESPUESTA EN FRECUENCIA Y DESFASE DEL FILTRO DE MEDIA DE ORDEN 350 CARDIACO	49
FIGURA 42: SEÑAL CARDIACA ANTES DE SER FILTRADA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y —UNIDADES ARBITRARIAS—)	50
FIGURA 43: SEÑAL CARDIACA TRAS SER FILTRADA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y —UNIDADES ARBITRARIAS—)	51
FIGURA 44: SEÑAL CARDIACA CON LATIDOS MARCADOS (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y —UNIDADES ARBITRARIAS—)	52
FIGURA 45: FRECUENCIA INSTANTÁNEA VS FRECUENCIA MEDIA EN CARDIACA (PULSACIONES/MINUTO EN EJE Y Y SEGUNDOS EN EJE X)	52
FIGURA 46: SEÑAL RESPIRATORIA ANTES DE SER FILTRADA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y —UNIDADES ARBITRARIAS—)	53
FIGURA 47: SEÑAL RESPIRATORIA TRAS SER FILTRADA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y —UNIDADES ARBITRARIAS—)	54

FIGURA 48: SEÑAL RESPIRATORIA FILTRADA CON EVENTOS (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y –UNIDADES ARBITRARIAS-)).....	54
FIGURA 49: FRECUENCIA INSTANTÁNEA VS FRECUENCIA MEDIA EN RESPIRATORIA (RESPIRACIONES/MINUTO EN EJE Y Y SEGUNDOS EN EJE X)	55
FIGURA 50: SEÑAL GALVÁNICA ANTES DE SER FILTRADA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y –UNIDADES ARBITRARIAS-)).....	56
FIGURA 51: SEÑAL GALVÁNICA TRAS SER FILTRADA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y –UNIDADES ARBITRARIAS-)).....	56
FIGURA 52: SEÑAL GALVÁNICA FILTRADA CON EVENTOS (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y –UNIDADES ARBITRARIAS-)).....	59
FIGURA 53: FORMA DEL EVENTO EN LA SEÑAL GALVÁNICA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y –UNIDADES ARBITRARIAS-)).....	60
FIGURA 54: UMBRALES DETECCIÓN DE EVENTOS EN LA SEÑAL GALVÁNICA (MILISEGUNDOS EN EL EJE X, SIN UNIDAD EN EL EJE Y –UNIDADES ARBITRARIAS-))	61
FIGURA 55: MUESTRA DE LA INTERFAZ GRÁFICA CON UNA SEÑAL REPRESENTADA	64
FIGURA 56: DIFERENTES ELEMENTOS GRÁFICOS DE LA VENTANA PRINCIPAL.....	64
FIGURA 63: DISTRIBUCIÓN DE LA VENTANA PRINCIPAL	67
FIGURA 58: SISTEMA DURANTE LA FASE INICIAL DE CALIBRACIÓN INICIAL DE LA AMPLITUD DE LAS SEÑALES (LED EN ROJO)	69
FIGURA 59: SISTEMA CON EVENTO CARDIACO ENCENDIDO (BOMBILLA EN ROJO)	69
FIGURA 60: SISTEMA CON EVENTO RESPIRATORIO ACTIVADO (BOMBILLA AZUL)	70
FIGURA 61: EJE ACTIVADO X PARA MOVIMIENTO DEL CURSOR.....	70
FIGURA 62: EJE ACTIVADO Y PARA MOVIMIENTO DEL CURSOR.....	71
FIGURA 63: ESTIMULO USUARIO TRAGA, APAGADO.....	71
FIGURA 64: ESTIMULO USUARIO TRAGA, ENCENDIDO.....	71
FIGURA 65: PORCENTAJE DE USO MEDIO DE LAS LETRAS EN EL ALFABETO ESPAÑOL.....	73
FIGURA 66: PANTALLA INICIAL DE LA VENTANA CURSOR.....	74
FIGURA 67: PANTALLA CON LAS LETRAS A-H	75
FIGURA 68: PANTALLA CON LAS LETRAS I-P	76
FIGURA 69: PANTALLA CON LAS LETRAS Q-Z.....	77
FIGURA 70: PANTALLA CON OTRAS OPCIONES	78
FIGURA 71: FLUJOGRAMA OBSERVADOR DINÁMICO	79
FIGURA 72: DETONANTES DE ACCESO A LOS OBSERVADORES DINÁMICOS.....	80
FIGURA 73: MUESTRA AMPLIADA DE LAS FRECUENCIAS INSTANTÁNEAS EN EL MOMENTO DE TRAGAR (SEGUNDOS EN EL EJE X, UNIDADES ARBITRARIAS EJE Y).....	81
FIGURA 74: ANÁLISIS DE FRECUENCIA INSTANTÁNEA DURANTE 40 SEGUNDOS (SEGUNDOS EN EL EJE X, UNIDADES ARBITRARIAS EJE Y)	82
FIGURA 75: RANGOS DE AMPLITUD DE SEÑAL RESPIRATORIA (TIEMPO EN EL EJE X, UNIDADES ARBITRARIAS EJE Y).....	85
FIGURA 76: PANTALLA INICIAL AL ARRANCAR EL SISTEMA	90
FIGURA 77: BOTÓN “QUIT”	91

INDICE DE TABLAS

TABLA 1: RELACIÓN SEÑAL-ACCIÓN	68
TABLA 2: RESULTADOS PRUEBAS SIN ASISTENCIA	93
TABLA 3: RESULTADOS PRUEBAS CON ASISTENCIA	94
TABLA 4: MEDIA DE TIEMPO EMPLEADO POR LOS 14 SUJETOS.....	96
TABLA 5: MEDIAS Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LAS MUESTRAS EN (HH:MM:SS)	96
TABLA 6 : COMPARACIÓN SUJETO CON EXPERIENCIA VS SUJETOS SIN EXPERIENCIA (SIN ASISTENCIA VS CON ASISTENCIA)	97

1 Introducción

1.1 Motivación

En este proyecto se propone el desarrollo de una interfaz Hombre-Máquina (H-M) que permitirá experimentar un control más eficaz del hombre sobre la maquina gracias al observador dinámico que se ha implementado. El observador dinámico es una tecnología que, mediante la estimulación dependiente de la actividad registrada en una señal de origen biológico, aporta información sobre las señales biológicas que facilitan la comunicación bidireccional.

El observador dinámico generará un sistema de predicción, pero además lanzará estímulos al individuo para influirle y así mejorar la autopercepción de la señal biológica y por tanto el sistema en general. Este nuevo enfoque de las interfaces hombre-máquina, permite disminuir el tiempo de entrenamiento de los sujetos así como la efectividad del control sobre el sistema del individuo.

Hoy en día existen múltiples estudios enfocados a las interfaces hombre-máquina. En este proyecto se discuten varias ideas que pueden perfeccionar el aprendizaje y la eficiencia de interfaces hombre-máquina que utilizan señales biológicas. Además este proyecto presenta un elemento de control sobre una interfaz gráfica que puede ser probado y estudiado para analizar los resultados de la utilización del observador dinámico.

También se quiere enfatizar que en este proyecto se apuesta por vías alternativas a los sistemas habituales que han copado el mercado durante las últimas décadas, abriendo la posibilidad a otros medios de control de interfaces que incluyan propiedades como la multimodalidad. Esta estrategia utiliza información proveniente de diferentes señales para el sistema de toma de decisiones. Para lograr todo ello se ha propuesto una interfaz H-M que permita a un usuario deletrear sin necesidad de utilizar otro medio que su sentido visual y sus ritmos cardiacos y respiratorios.

1.2 Objetivos

El objetivo global de este proyecto es implementar un observador dinámico en una interfaz H-M que utiliza una señal biológica para el control de la máquina. El observador dinámico, a través de unos estímulos ayuda a mejorar la autopercepción de la señal biológica utilizada para el control en los sistemas. Este nuevo enfoque de las interfaces hombre-máquina, permitirá disminuir el tiempo de entrenamiento de los sujetos así como la efectividad del control sobre el sistema del individuo.

Como objetivo se ha elegido el control de una interfaz Hombre-Máquina que permita el deletreo al usuario a través del pulso y la respiración con una técnica de estimulación dependiente de la actividad en estas dos modalidades. Estas señales suponen un reto a la hora de la interpretación, ya que el pulso es una señal sobre la cual el individuo dispone de un control pequeño y limitado y la respiración es una señal sobre la que el individuo tiene un mayor control, pero también es una señal que el cerebro suele manejar de una manera involuntaria.

1.3 Resumen de lo conseguido

Con el objetivo de resumir el bloque del proyecto de forma breve, se describe a continuación el desarrollo junto a las conclusiones y resultados conseguidos en el proyecto, más adelante se detallaran con mayor profundidad.

En resumen, de los objetivos descritos en el punto anterior se ha conseguido diseñar un observador dinámico capaz de aconsejar al usuario el momento óptimo para realizar las acciones necesarias y mostrar la mayor cantidad posible de información procesada de las señales biológicas generadas por el usuario para el control de la interfaz.

Para implementar el observador dinámico se han analizado señales respiratorias y cardiacas con el fin de caracterizar patrones identificables que puedan ser detectados e interpretados. Finalmente se seleccionó como patrón los cambios en el ritmo respiratorio como la acción de tragar. Así mismo se seleccionaron los estímulos visuales adecuados para la estimulación sensorial para informar al usuario de eventos relevantes para el control de la interfaz.

El observador dinámico se ha utilizado dentro de una interfaz gráfica que emplea las señales biológicas, como la respiración y el ritmo cardiaco, para interaccionar con la máquina mediante un análisis en tiempo real.

Se han realizado experimentos preliminares para comprobar la eficacia de la utilización del observador dando como resultado que el observador dinámico aquí implementado mejora los tiempos invertidos por los usuarios para llevar a cabo el experimento. También se ha comprobado que afecta de una manera más pronunciada a los usuarios sin experiencia en la utilización del sistema una vez que se han realizado uno o dos intentos.

1.4 Organización de la memoria

La memoria consta de los siguientes capítulos:

2. Antecedentes y Estado del Arte
3. Desarrollo
4. Integración, Pruebas y resultados
5. Conclusiones y Trabajo Futuro

Se ha intentado organizar la memoria para que resulte lo más explicativa posible, comenzando con una breve recopilación en el punto 2) del desarrollo de las primeras interfaces Hombre-Máquina incluyendo las nuevas tendencias que existen en la actualidad e intentan abrirse camino, para continuar en el punto 3) con una descripción del desarrollo realizado para conseguir los objetivos de este proyecto tanto a nivel de programación como del Hardware empleado. Por último en los puntos 4) y 5) se muestran las pruebas realizadas y las conclusiones alcanzadas junto con una breve explicación de los trabajos que se pueden realizar para ampliar la idea que plantea este proyecto.

2 Antecedentes y Estado del arte

En este capítulo se describen las diferentes técnicas que se emplean actualmente en el diseño de interfaces Hombre-Máquina, así como una retrospectiva breve de las diferentes técnicas e interfaces que han existido.

Con esta explicación se quiere poder tener una perspectiva de la evolución de las interfaces H-M, para entender mejor las nuevas propuestas y cómo se ha llegado hasta el punto tecnológico en el que nos encontramos actualmente con respecto a las interfaces H-M.

Este capítulo está dividido en varias secciones: (2.1 Interfaces Hombre-Máquina), guía sobre las diferentes interfaces que existen actualmente y retrospectiva de las primeras interfaces; (2.2 Biotecnología), breve introducción a la biotecnología y a las múltiples ramas que abarca; (2.3 Biofeedback), técnicas usadas e historia del biofeedback; (2.4 Sensores electrónicos), descripción de la gama actual de sensores de señales biológicas.

2.1 Interfaces Hombre-Máquina

Una interfaz Hombre-Máquina consiste simplemente en algo tan sencillo como un canal de comunicación entre el usuario y el ordenador. Este puede ser unidireccional (únicamente un sentido de comunicación) o bidireccional (envío y recepción de datos en ambos sentidos).

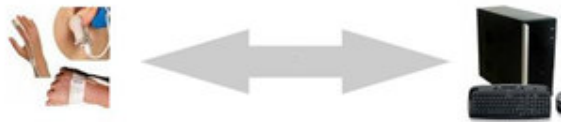


Figura 1: Esquema de comunicación bidireccional en un interfaz H-M.

Su complejidad puede ir desde los dispositivos clásicos más sencillos, como un teclado, hasta las sofisticadas interfaces cerebro máquina que utilizan señales registradas del sistema nervioso.

En las siguientes subsecciones vamos a intentar resumir la historia de las interfaces H-M ¹ en diferentes tramos de los últimos 50 años.

2.1.1 Inicios

La tecnología de interacción con los ordenadores es bastante reciente y antes de 1967 está prácticamente aún recién nacida y con unas limitaciones muy grandes. Los ordenadores son armarios enormes que procesan comandos en modo “batch” (operaciones organizadas en lotes de trabajo), con unos tiempos de espera desorbitados. Los datos se insertan mediante tarjetas perforadas y la salida por impresoras línea por línea. Los usuarios de estas máquinas son prácticamente los propios programadores, en este tiempo nadie es capaz de predecir el cambio y la expansión que estas máquinas tendrán en un futuro.

Centrándonos en las interfaces H-M, en esta época lo más destacado son las ideas futuristas que surgen de algunas personas con una capacidad creativa e imaginativa enormes, personas como **Bush**, **Nelson** y **Licklider**, también cabe destacar los resultados experimentales de científicos como **Engelbart** y **Sutherland**.

A continuación se muestra algún ejemplo de los trabajos llevados a cabo en esta época por los investigadores antes mencionados:

- **Vanevar Bush** (1945), visiona ordenadores con la capacidad de ampliar la memoria humana y organizar miles de documentos y crear relaciones entre sí. Este proyecto lo titulara Memex, que aporta las bases del hipertexto.
- **Ted Nelson** (1965), se basa en las ideas de **Bush**, dedicando toda su vida a la implementación de estas en el proyecto *Xanadú*. *Xanadú* pretende crear el docuverso, un universo de documentos conectados entre sí en el que se guarda la memoria de la Humanidad y permite la creación de nuevas obras en las que se incorporan las fuentes originales. Este proyecto es un precursor de los avanzados buscadores web que existen en la actualidad.
- **Licklider** en 1960 ve como la cooperación hombre-máquina podría ser muy útil, ya que las máquinas son capaces de realizar procesos rutinarios más complejos en mucho menos tiempo, mientras que el hombre puede aportar la creatividad. También prevé todos los ordenadores del continente (EUA) conectados entre sí, esta idea hay que plantearla en el contexto de la época donde el número de ordenadores era muy reducido. Crea la base que ha dirigido las interfaces H-M desde entonces: el ordenador como asociado y como medio. Licklider no solo aporta ideas, sino que contribuye con una gran investigación sobre ellas creando un grupo de investigación. Entre las realizaciones de este grupo está la interacción a tiempo real entre el usuario y la máquina *durante* la ejecución de un comando, revolucionando el planteamiento que hasta la época se basaba en procesos “batch”.

Posteriormente, (década de los 70), los ordenadores empiezan a utilizar dispositivos externos que les ayudan a mejorar la comunicación Hombre-Máquina: teclado componente grafico de apuntamiento (ratón), pantalla, impresora....

La memoria de estos ordenadores es una limitación bastante importante, así como el tiempo de espera. El coste de estos dispositivos sigue siendo una barrera para su implantación en los usuarios comunes, así que únicamente son utilizados por investigadores e ingenieros. El tiempo real comienza a aparecer tímidamente alrededor de 1971.

Algunos diseñadores ya piensan que la informática puede expandirse hacia el público general. El psicólogo Seymour Papert es uno de estos desarrolladores, crea el lenguaje *Logo*, para escolares, el que consiste en una tortuga que responde a simples instrucciones de avance y giros creando formas dibujadas con su recorrido. Este lenguaje demuestra como los niños pueden familiarizarse fácilmente con los lenguajes de programación sin ninguna formación especial anterior.

En esta etapa se desarrolla la base creada en la etapa anterior y la experimentación de nuevas ideas aumenta considerablemente, lo que contribuye a mejorar la interacción H-M.

Ya durante la década de los 80 es cuando aparece el ordenador personal. El papel del PARC (*Xerox Palo Alto Research Center*) en esta etapa es muy importante, ya que une en un mismo lugar a las grandes mentes de la época (*Dealers of Lightning: Xerox PARC and the Dawn of the Computer Age*, 2000).

En este periodo el estado del arte de la tecnología permite, a través de la reducción de tamaño y coste, hacer realidad la idea del ordenador para el público en general. El nuevo ordenador se trata de una caja con el sistema central y con dispositivos de entrada y salida estándares: pantalla (ahora ya con una resolución aceptable), impresora (en esta época aparecen las láser), teclado y ratón que se dirige más concretamente al personal de oficina.

Una de las grandes aportaciones de esta etapa es la incorporación de las teorías de la psicología cognitiva, la cual se basa en utilizar los mecanismos utilizados por el hombre para definir el conocimiento: almacenar, recuperar, reconocer, comprender, organizar y usar la información recibida.

También es una aportación importante la definición de la usabilidad como metodología para diseñar interfaces con una mayor sencillez esto demuestra claramente que la evolución de las máquinas empieza a estar enfocada hacia el usuario común en lugar de únicamente a expertos.

Así mismo se establecen las bases teóricas de la manipulación directa (se llama así el reemplazar las acciones a través de comandos por acciones sobre objetos visuales directamente). El hito más importante de esta etapa es su implementación en *WIMP*

(*interfaz gráfica*) definida por *Xerox*, comercializada por *Apple* y posteriormente imitada por *Microsoft*.

WIMP incorpora el concepto de ventana como un área visual rectangular donde hay una salida y una entrada de datos, normalmente asociados a una interfaz gráfica y manipulados con un puntero (ratón).

Esta idea supone una revolución y permite a los nuevos ordenadores de *Apple* crear una serie de estándares para desarrollar interfaces para su ordenador y defender la importancia de mantener unas convenciones en todos los programas para facilitar su aprendizaje.

Su éxito es enorme: *WIMP* ha prevalecido sobre otras posibles interfaces gráficas hasta la era actual. Al haber tenido una penetración tan fuerte, ha frenado cualquier tipo de camino alternativo y ha dejado atrás multitud de alternativas planteadas con anterioridad.

Sin haber sido todavía influido por la predominancia de la interfaz creada por *Apple* con su ordenador *Macintosh*, Negroponte realiza aportaciones experimentales a la disciplina con *Dataland* y “put-that-there” (1980) (Rainer Wasinger, 2006). Estas aplicaciones se basan en el reconocimiento del habla y de los gestos, siendo una alternativa totalmente distinta a la planteada por *Xerox*.



Figura 2: Lucy A. Suchman

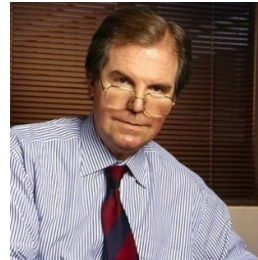


Figura 3: Nicholas Negroponte

El público en general sigue manteniendo una postura de desencanto hacia estas máquinas difíciles de utilizar y con una funcionalidad limitada. No son capaces aún de enfocar el diseño de la máquina hacia las funcionalidades buscadas por el público general.

Ante el fracaso de muchos diseños se incorporan nuevos métodos de usabilidad en el desarrollo del software desde sus fases iniciales, dando lugar a la intervención del usuario en estas primeras fases para poder valorar con opiniones del usuario final los detalles de usabilidad. El influyente libro de **Suchman** *Situated actions* (**Lucy Suchman**, 1987) defiende la necesidad de que los sistemas informáticos sean como mapas, que indiquen al usuario las diferentes rutas que existen pero no las prescriban, que sean adaptables a diversos caminos de acción y sean altamente reactivos, es decir informen inmediatamente de los resultados de una acción para parecerse más a las interacciones persona–persona de la vida real. Su influencia provoca la redefinición de la usabilidad, que ahora tendrá en cuenta el entorno y las situaciones concretas de la interacción.

Durante las dos últimas décadas aparece internet que ha influido en todos los campos de la sociedad y la tecnología de una manera nunca vista antes, ha ayudado a difundir la informática a todas las capas de la sociedad, desde los programadores hasta las personas que nunca han tenido nada que ver con la informática. Además ha servido de medio para fomentar el intercambio de información y de esta manera se ha convertido en un apoyo fundamental de cualquier investigación.

Sin embargo, en el campo de las interfaces H-M, aunque se sigue investigando en el reconocimiento del habla, en general hay pocas aportaciones experimentales o teóricas que resuelvan los problemas de los sistemas desarrollados y contribuyan a su uso general. El modelo WIMP empieza a mostrar sus limitaciones y se empieza a hablar de alternativas que permitan mayor adaptabilidad a las nuevas demandas para los nuevos tipos de usuarios, los cuales tienen diferentes expectativas respecto a los ordenadores.

Aunque la potencia de los ordenadores personales ha aumentado 1000 veces en los últimos 20 años, las interfaces de usuario siguen siendo esencialmente las mismas, tecnologías como *www* y *WIMP* impiden cambios importantes en el campo. Las investigaciones sobre innovaciones en las interfaces H-M, técnicas de interacción especialmente novedosas, rara vez acaban incorporándose a los productos. En un artículo de Michel Beaudouin-Lafon (Beaudouin-Lafon, M. (2004), sostiene que la única manera de mejorar significativamente las interfaces de usuario es cambiar el foco de investigación del diseño de interfaces para el diseño de la interacción. Esto requiere de modelos de interacción con un gran alcance, una mejor comprensión de la interacción senso-motor y una visión más amplia de la interacción en el contexto de uso. También requiere la interacción de nuevas arquitecturas que se ocupan de reinterpretar, resistencia y escalabilidad.

El cambio con mayor transcendencia en las interfaces en esta etapa es la **programación ubicua**. El artículo, “*Computers for the twenty-first century*” de **Mark Weiser**, investigador del laboratorio *PARC*. La computación ubicua tiene como objetivo insertar dispositivos inteligentes tanto en el entorno como en aparatos de uso diario para que las personas puedan interactuar con ellos de una manera natural y desinhibida en todo tipo de situaciones y circunstancias.

El ordenador ubicuo rompe las bases del diseño en *interfaces H-M*: **el foco de atención del usuario no es el ordenador**, seguramente el usuario no tiene las dos manos libres, no está sentado, etc. Los nuevos ordenadores pueden ser desde grandes paneles en una pared para trabajo colaborativo, a pequeños dispositivos para tomar notas, pasando por sensores de presencia que activen sistemas de iluminación o de seguridad o sensores de estado anímico/físico de la persona.

Algunos autores hablan de una nueva era de la informática en la que la cantidad de ordenadores por persona aumentará radicalmente: al principio de la era informática la relación era de un ordenador por un gran número de personas, con los ordenadores personales la relación es aproximadamente de un ordenador por persona; y con la computación ubicua la relación sería de múltiples ordenadores por persona.

2.1.2 ACTUALIDAD Y TENDENCIAS

En la actualidad el estado del arte ha redefinido los usos y tendencias de las interfaces H-M, la posibilidad de comunicaciones inalámbricas de gran velocidad y la miniaturización, ha cambiado la típica oficina de trabajo por cualquier sitio. El aumento de la capacidad de procesamiento y memoria de los dispositivos, ha permitido interfaces graficas mucho más parecidas a la realidad y también la incorporación de nuevos canales de entrada, como sensores, habla, video, táctiles....

De este modo el mercado ha ido cambiando y sus exigencias son diferentes, ya no solo se buscan ordenadores para el entorno de trabajo y su productividad, sino que se demanda un nuevo uso de estos en domótica y en el campo del ocio y como consecuencia la usabilidad se redefine hacia una idea mucho más abierta que la propia productividad. Además las interfaces H-M también se han de adaptar a personas con discapacidades que requieren formas alternativas de control sobre la máquina.

Los campos más destacados de investigación actuales son:

- **Multimodalidad:** Consiste en que la interacción se sustenta en diversos canales de comunicación simultáneos: voz, teclado, tacto, gesto.... La información de los canales puede ser sustitutiva (el control de un aparato por teclado o por voz, alternativamente) pero a menudo es complementaria (por ejemplo, ciertos sistemas como el GPS con pantalla táctil que requieren la entrada de información por diferentes canales Ver Figura 4).

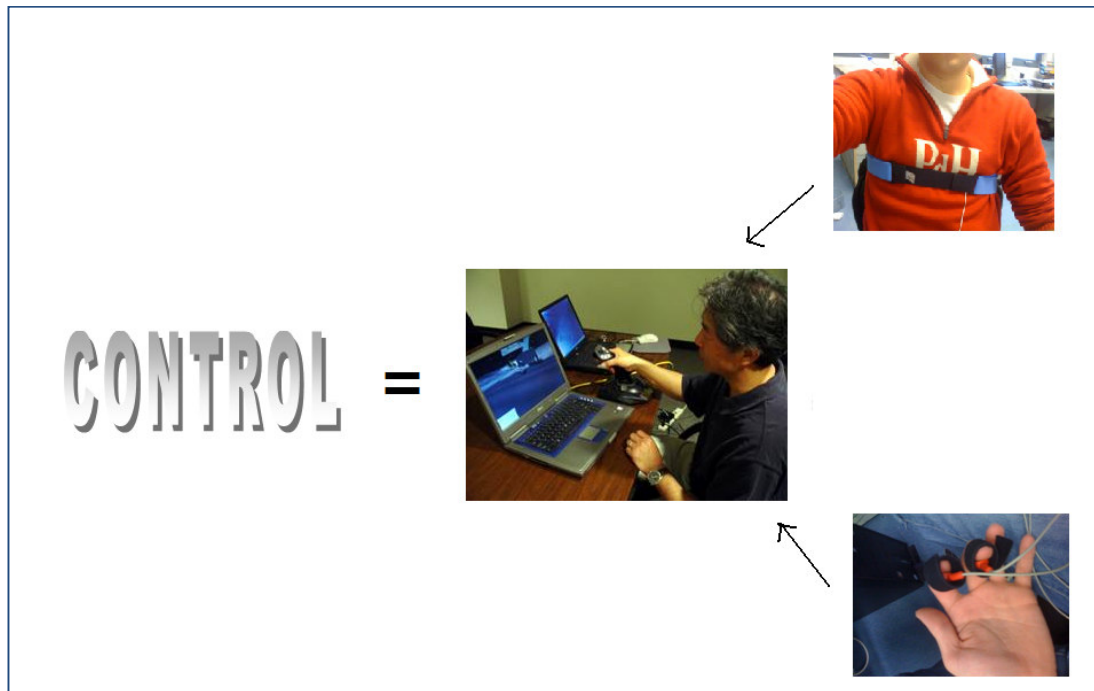


Figura 4: Ejemplo de utilización Multimodalidad

Esta nueva modalidad es fruto de la mayor potencia de los ordenadores, ya que la entrada por voz y gesto requieren algoritmos de reconocimiento y funciones de inteligencia artificial (aprendizaje), a diferencia de la entrada por teclado o por dispositivos de apuntamiento, de procesamiento casi inmediato. La motivación para el estudio de esta tendencia es doble: por una parte la entrada y salida por audio puede solucionar la dificultad suplementaria impuesta a los nuevos terminales de reducción de tamaño como dispositivos móviles con cada vez un número mayor de características y una limitación (por el tamaño) del uso de las interfaces hasta ahora predominantes. Por otra, la inclusión de usuarios con discapacidades, con serias limitaciones en uno de los canales de percepción o expresión, requiere a menudo el uso de canales de interacción complementarios o suplementarios. Por ejemplo, si alguien no puede ver una animación en vídeo por deficiencias en la visión se le tendrá que proveer con una alternativa textual que pueda ser sintetizada en voz.

Finalmente, la multimodalidad, junto con la integración de los aspectos emocionales en la interacción, es la rama que actualmente está destacando sobre las demás ramas de investigación y está proveyendo los mejores resultados.

- **Realidad aumentada:** Consiste en añadir información digital a los objetos reales. El usuario interacciona con objetos físicos, el ordenador proyecta información adicional sobre ellos, y también capta la del entorno como entrada.

A diferencia de la realidad virtual, con la realidad aumentada la interacción se da en el mundo real. Para que un sistema se considere de realidad aumentada ha de cumplir 3 requisitos: combinar objetos reales y virtuales en un entorno real; funcionar de forma interactiva online, registrar (alinear) los objetos reales y virtuales de forma recíproca. El rango de aplicaciones es múltiple: Ocio, medicina, mantenimiento, montaje, visualización, industria militar, etc. Un ejemplo sería la visualización de los cables eléctricos y las tuberías de agua y gas durante operaciones de mantenimiento en un edificio, mediante unas gafas de realidad aumentada. En este ejemplo se combinan objetos reales (el muro sobre el que se está trabajando), con otros virtuales (los cables y tuberías visualizados) de forma interactiva online (las acciones del operario se reflejan tanto en los objetos reales como en los virtuales) y con registro recíproco (si el operario se desplaza, su visualización también). Otro ejemplo de actualidad serían los visores que están empezando a llevar los soldados de algunas fuerzas armadas (la española acaba de presentar hace poco tiempo sus primeros modelos), estos visores superponen información captada por otros elementos (cámaras infrarrojo, sensores...) a la imagen directa que el soldado puede ver, de esta forma puede detectar elementos y tomar decisiones con una información mucho mayor que la de la simple visión.

- **Interfaces adaptativas:** Consiste en la adaptación dinámica de la interacción a las necesidades concretas o preferencias de cada usuario, a menudo con técnicas de inteligencia artificial. Esta adaptación se basa en las diferencias que existen entre una población de usuarios en un momento dado, no a la diferencia en la progresión del aprendizaje a lo largo del tiempo.

Una de las diversas formas que ha adoptado es el diseño universal (Universal design file, 1998), el cual consiste en diseñar la interacción para usuarios de todas las edades, con capacidades diversas, o en situaciones extraordinarias. Los usuarios pueden tener necesidades diferentes al utilizar varias aplicaciones en un mismo entorno (Excel, Word...) o al tener diferentes requerimientos de utilización dependientes del entorno físico. En este sentido, supone una mejora en las posibilidades de interacción para personas con discapacidad o para entornos discapacitantes, que requieren una especialización mayor.

En general esta línea de trabajo es consecuencia de la nueva computación ubicua y de los cambios sociales habidos a finales del siglo XX. Otra de las expresiones es la personalización de servicios, que pone más énfasis en las preferencias de los usuarios que en sus capacidades o las dificultades del entorno (Myers; Hudson; Pausch, 2000). Ya en el año 1993 aparece publicada una pequeña panorámica de la investigación en este campo realizada por McTear (1993). Su principal área de aplicación es el comercio electrónico y un ejemplo muy extendido es la personalización de portales web, como MyYahoo, etc.

- **Aspectos emocionales:** Diversas investigaciones han mostrado la influencia de los aspectos emocionales en la inteligencia humana. Un área de investigación importante en Interfaces H-M es la inclusión del “afecto” en la interacción hombre-máquina. El ordenador ha de ser capaz de reconocer, expresar, comunicar y responder a las emociones de las personas.

Sudoración, pulsaciones, u otros indicadores biológicos se pueden usar para que se puedan proponer diferentes alternativas durante la interacción. Con la introducción del ordenador en el mundo del ocio y de la relación social, tal y como se explicaba al inicio de este apartado, este aspecto toma cada vez más relevancia. Las personas que interactúan con los nuevos ordenadores, integrados en todos los aspectos de la vida cotidiana, quieren que sean objetos funcionales, pero también valiosos, es decir, con carga afectiva. Un ejemplo simple que demuestra este hecho es la importancia creciente que tiene el diseño externo de los dispositivos informáticos, algo en lo que se ha basado la empresa Apple. Así mismo también están apareciendo actualmente nuevos dispositivos de ocio que están cambiando muy rápidamente la interacción hombre máquina en este contexto, sobre todo Microsoft Kinect, PlayStation move, Nintendo Wii, lo que está suponiendo una revolución a la hora en que el amplio público está teniendo acceso a nuevo sistemas de interacción menos convencionales.

Cabe destacar que siguiendo las líneas abiertas actualmente de investigación de interfaces de usuario, el presente proyecto recoge la tendencia a la multimodalidad y aspectos emocionales como ya veremos en los siguientes capítulos.

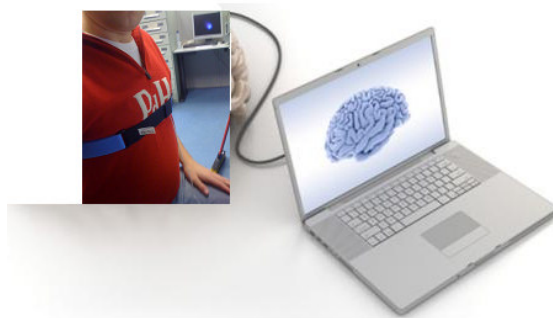


Figura 5: Ejemplo control de la máquina a través de señal biológica (ritmo respiratorio)

2.2 Biotecnología

La definición de biotecnología es muy amplia y puede abarcar un gran número de ramas de la ciencia (tecnología de la información, medicina, biología, etc.), aquí intentaremos centrarnos en la rama ingenieril y pasar brevemente por el resto.

Probablemente el primero que usó este término fue el ingeniero húngaro Karl Ereky, en 1919, quien la introdujo en su libro *Biotecnología en la producción cárnica y láctea de una gran explotación agropecuaria* (Fári, 2006).

A continuación se va a presentar resumidos los puntos más significativos de la biotecnología que existen en la actualidad, específicamente se ha intentado poner más énfasis en las secciones que hablan sobre el estudio de las señales biológicas así como la utilización de estas a través de diferentes mecanismos (biofeedback se ve en el punto 2.3) ya que son las que realmente han influido en el desarrollo de este proyecto.

2.2.1 Bioingeniería

La ingeniería biológica o bioingeniería es una rama de ingeniería que se centra en la combinación de tecnología y las ciencias biológicas. Incluye diferentes disciplinas, como la ingeniería bioquímica, la ingeniería biomédica, la ingeniería de procesos biológicos, la ingeniería de biosistemas, etc. Se trata de un enfoque integrando los fundamentos de las ciencias biológicas y los principios tradicionales de la ingeniería.

Los bioingenieros con frecuencia trabajan escalando procesos biológicos de laboratorio a escalas de producción industrial. Por otra parte, a menudo atienden problemas de gestión, económicos y jurídicos. Debido a que las patentes y los sistemas de regulación (por ejemplo, la FDA en EE.UU.) son cuestiones de vital importancia para las empresas de biotecnología, los bioingenieros a menudo deben tener los conocimientos relacionados con estos temas.

Existe un creciente número de empresas de biotecnología y muchas universidades de todo el mundo proporcionan programas en bioingeniería y biotecnología de forma independiente.

2.2.1.1 Ingeniería Biomédica

La ingeniería biomédica es la aplicación de los principios y técnicas de la ingeniería al campo de la medicina. Se dedica fundamentalmente al diseño y construcción de productos sanitarios y tecnologías sanitarias tales como equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico y de terapia. También interviene en la gestión o administración de los recursos técnicos ligados a un sistema de hospitales. Combina la experiencia de la ingeniería con necesidades médicas para obtener beneficios en el cuidado de la salud. El cultivo de tejidos suele ser considerada parte de la bioingeniería y en ocasiones la producción de determinados fármacos.

En sus inicios, esta disciplina estuvo ligada fundamentalmente a la aplicación de técnicas de ingeniería eléctrica y electrónica para la construcción de equipos médicos (instrumentación médica), así como al diseño de prótesis y ortesis (biomecánica y rehabilitación). Posteriormente, una parte muy importante de las aplicaciones de la ingeniería a la medicina fue la instrumentación para la adquisición de imágenes del cuerpo humano (imagenología médica). A partir del desarrollo de los ordenadores, la importancia de la instrumentación fue disminuyendo, mientras que el procesamiento de las señales adquiridas cobró mayor ímpetu debido a que fue posible obtener información adicional a partir de las señales que la instrumentación proporcionaba, y que no era visible directamente a partir de los trazos puros (procesamiento de señales biomédicas). En la actualidad la disciplina está ligada también a otras como la genómica y proteómica (biología computacional).

Hay autores que indican que existe la ingeniería biomédica desde que se aplicaron remedios a problemas particulares del individuo como una prótesis del dedo gordo del pie que fue descubierta en una tumba egipcia con una antigüedad de más de 3000 años. Otros autores mencionan a los dibujos anatómicos de Leonardo Da Vinci y sus aproximaciones a brazos de palanca o los trabajos de Luigi Galvani y de Lord Kelvin sobre la conducción eléctrica en los seres vivos. No obstante, el desarrollo de la instrumentación eléctrica y electrónica produjo una explosión de resultados y se puede considerar como uno de los orígenes más cercanos de la ingeniería biomédica. Esto se da principalmente entre los años de 1890 y 1930. Ejemplos de esto son los diseños para el registro de señales electrofisiológicas, comenzando por los registros de A.D. Waller en corazones de humanos (1887), el refinamiento de la técnica por parte de W. Einthoven al desarrollar un galvanómetro de cuerda (1901) y la aplicación de este al registro de señales electroencefalográficas en humanos por Berger (1924). La instrumentación electrónica a partir de tubos de vacío se empleó por E. Lovett Garceau para amplificar estas señales eléctricas y el primer sistema de electroencefalógrafo comercial de tres canales fue construido por Alfred Grass en 1935 (José Mompín, 1988). Otro ejemplo es el desarrollo de la instrumentación en imagenología. Desde el descubrimiento de los rayos-X por Röntgen en 1895 hasta su primera aplicación en biomedicina pasó una semana. Desde 1896, Siemens y General Electric ya vendían estos sistemas. En la actualidad, los nuevos desarrollos en imagenología han tomado mucho más tiempo en lograr su aplicación clínica. El principio de resonancia magnética se descubrió en 1946, pero no fue sino hasta 30 años después, que se pudo desarrollar un sistema para uso en humanos.

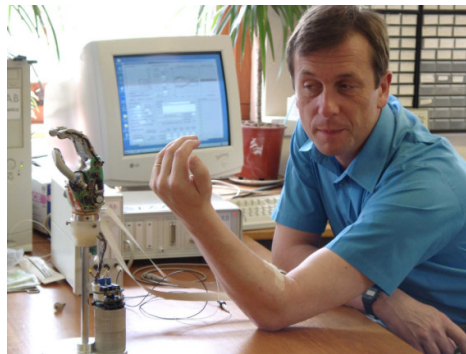


Figura 6: Ejemplo Ingeniería Biomedicina donde se puede apreciar el control sobre un brazo robótico

Actualmente existen varias líneas de investigación en Ingeniería Biomédica:

- Visualización avanzada en Medicina y creación de entornos médicos virtuales. Se desarrollan y utilizan técnicas de visualización realista, realidad aumentada y realidad virtual a partir de información obtenida de imágenes generadas por fuentes mono o multi-modales para una interpretación inteligente de datos médicos, para la formación médica, para la simulación y para la generación de paquetes de ayuda a la planificación preoperatoria incluyendo interfaces con máquinas de prototipado y mecanizado rápido.
- Análisis y procesamiento de señales e imágenes médicas. Se desarrollan técnicas y sistemas de tratamiento de la información tanto referentes a imágenes biomédicas, como a señales bioeléctricas para obtener diagnósticos médicos mejor fundados. Para ello se utilizan las técnicas más avanzadas de tratamiento de señal y de segmentación, corregistrado y análisis espacio-temporales de imágenes, así como de reconstrucción geométrica y obtención de parámetros fisiológicos de interés a partir de las mismas. Las aplicaciones se centran en el área cardiovascular principalmente, aunque también en ortopedia y señales cerebrales.
- Telemedicina. Se plantea en esta línea la construcción y análisis de sistemas de comunicaciones para entornos móviles, remotos y/o de emergencias basados en el uso de las nuevas tecnologías tanto de comunicaciones como de tratamiento de la información. Aplicaciones como UVIs móviles, telediagnóstico o telemensajería de datos y registros médicos.

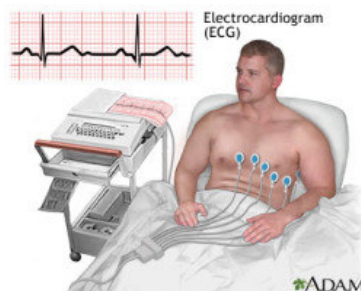


Figura 7: Ejemplo Ingeniería Biomédica (señal cardíaca del paciente)

- Instrumentación médica. Se diseñan sistemas de propósito específico como pueden ser sistemas de adquisición de datos, sistemas de control y dosificación o sistemas específicos de sensorización. Algunos de los realizados en los últimos años han sido sistemas de electromiografía, podoscopios o instrumentos de calentamiento por RF para la quema de tumores.
- Simulación en biomecánica y mecanobiología. Se trabaja en la formulación y evaluación de modelos de comportamiento para tejidos biológicos. Se contemplan aspectos como la remodelación y consolidación ósea, modelos multifásicos y

fibrados para tejidos blandos (ligamentos, cartílagos, vasos sanguíneos, cornea) incidiendo especialmente en la mecanobiología de los mismos. También se plantea su implementación en elementos finitos y con ello la influencia de distintas patologías (fracturas, implantación de prótesis, fijaciones, osteoporosis, etc.) en el comportamiento a corto y largo plazo, tanto en los tejidos como en los implantes y las interfases entre ambos (cementos acrílicos, oseointegración, etc.).

- Biomateriales. Se diseñan y fabrican prótesis y ortesis de NiTi como stents, anclajes óseos y ferulajes, basados en el comportamiento termo-mecánico singular de este tipo de materiales. También se analizan otros biomateriales como polipropilenos de alto peso molecular o titanio, tanto desde el punto de vista estructural como de comportamiento a largo plazo (desgaste, fatiga, efecto de las irradiaciones, etc.).
- Óptica médica. Se trabaja en óptica fisiológica, incluyendo la simulación óptica y mecánica del ojo humano tanto sano, como con distintas patologías y tras la realización de distintas técnicas quirúrgicas de corrección. También se desarrollan elementos de medida de capacidad visual y calibración y homologación de los existentes en el mercado.
- Robótica móvil para apoyo a los discapacitados. En esta línea se investiga y desarrollan prototipos de sistemas automatizados y sensorizados de ayuda a pacientes con alto grado de discapacidad, tales como sillas de ruedas motorizadas, sistemas de autolocalización, dispositivos para rehabilitación, etc.
- Sistemas de percepción y reconocimiento de entornos. Se diseñan sistemas de autolocalización, reconocimiento de formas y locales con autoaprendizaje y memorización automática de entornos, con objeto de ayudar a pacientes con discapacidad psíquica de alto grado, para la evaluación de órdenes con riesgo y la monitorización externa de la situación y actividad de pacientes en entornos hospitalarios o de rehabilitación.
- Métodos de evaluación ergonómica. Se diseñan y desarrollan sistemas de adaptación de puestos de trabajo bien para personas con necesidades especiales bien para tareas rutinarias con posiciones incómodas. Para ello se utilizan sistemas de información muy avanzados que permiten la evaluación de posiciones y movimientos desde el punto de vista ergonómico. También se dispone de sistemas de análisis del movimiento y de la actividad muscular, permitiendo la racionalización del puesto de trabajo, el diseño de prototipos de ayuda y un mejor diseño global de los elementos de apoyo a la discapacidad.
- Sistemas para la evaluación de la evolución de enfermedades neurodegenerativas. Se trabaja en la adquisición de señales electromiográficas, así como los patrones de movimiento de ratones transgénicos para el estudio de la evolución de enfermedades neurodegenerativas implantadas genéticamente como la esclerosis lateral amiotrófica o el Alzheimer.

2.3 Biofeedback

El Biofeedback se puede definir como un conjunto de procedimientos cuyo objetivo común es posibilitar que a partir de una información relativa a la variable fisiológica de interés, proporcionada al individuo de forma inmediata, puntual, constante y precisa, éste pueda terminar consiguiendo la modificación de sus valores de forma voluntaria, sin precisar la mediación de instrumentos clínicos, mecánicos y /o electrónicos.. Desde un punto de vista epistemológico, es una técnica de aprendizaje donde la tecnología ha ido por delante de la teoría. Esta afirmación se hace evidenciada a que el mismo término de Feedback, es un concepto tomado de la cibernética, asumiendo el supuesto de que la retroalimentación de los resultados, resulta un medio eficaz para el medio de su control. Se puede afirmar que aunque no hay una base teórica común, los procedimientos del Biofeedback gozan de una similitud metodológica, existiendo un sistema teórico básico del procesamiento de la señal fisiológica y unas variables que afectan el aprendizaje del Biofeedback, que se deben tener en cuenta. En este proyecto se discutirá el concepto de observador dinámico como una tecnología para implementar biofeedback asistido incorporando una estimulación sensorial que informa al sujeto sobre eventos que ocurren en las señales biológicas monitorizadas.

2.3.1 Historia

La modificación de respuestas automáticas de manera voluntaria, a través del condicionamiento operante, tiene su origen en Tarchanoff , quien demostró que es posible controlarse la frecuencia cardíaca. Otro antecedente de ésta técnica, lo demostraría J.H. Blair (1901), quien entrenó el control muscular de los músculos detractores de las orejas, siendo necesario para el entrenamiento muscular el conocimiento del funcionamiento, proceso y control sobre las respuestas más globales que lo comprenden. Schutltz, y Jacobson a finales de la década de los treinta y comienzos de los cuarenta, en trabajos independientes, señalaron la importancia de la relajación, y la tensión de los músculos, para la modificación de variables como la presión arterial y la frecuencia cardíaca. Lisina en 1965, provocó que los sujetos variaran la respuesta vasomotora para evitar descargas eléctricas. Otro antecedente importante es el aporte de la reflexología rusa de Iván Pavlov (Daniel Philip Todes, 2000), a través de su teoría del condicionamiento clásico.

Sin lugar a dudas otro punto en la estructuración conceptual de la técnica del Biofeedback, lo constituyen los diferentes estudios realizados a mitad de siglo sobre la meditación oriental, como la meditación Zen. A través de estos estudios, logró comprobarse la posibilidad del control voluntario de las respuestas autonómicas, en los practicantes de dichas técnicas.

En la misma línea son importantes también, los estudios de la actividad EEG, asociados a diferentes estados de meditación Zen, o las investigaciones sobre meditación trascendental (Wallace, 1969). Los resultados de estos estudios, ejercieron una influencia notable en el desarrollo puntual de la técnica del Biofeedback.

2.3.2 Modelos

El biofeedback engloba varios modelos de aplicación, todos los modelos son válidos y se pueden complementar.

- **Modelos centrados en el condicionamiento**

Este modelo está basado en la teoría del condicionamiento operante, la cual considera al Biofeedback como un procedimiento de moldeamiento en el cual el feedback recibido por el sujeto es una modalidad particular del refuerzo. Este enfoque dice que se puede aprender a modificar la actividad del sistema nervioso autónomo. Dicho aprendizaje puede realizarse mediante el condicionamiento operante. Es decir, si un sistema aplica los estímulos adecuados sobre un sujeto, el sistema será capaz de modificar las respuestas automáticas del sujeto.

- **Modelos centrados en la información**

El modelo de aprendizaje de las habilidades motoras señala que las respuestas autónomas se aprenden como el resto de las habilidades motoras. Esta forma de entender el biofeedback ha resultado apropiada en la rehabilitación neuromuscular. En este modelo se enfatiza el ofrecimiento de información detallada sobre la ejecución y las estrategias utilizadas, por lo que se sitúa en contra del condicionamiento operante, puesto que da a la señal un valor fundamentalmente informativo.

La eficacia del Biofeedback es medida como una función del grado o nivel de conocimiento que tiene el sujeto sobre la respuesta fisiológica que desea controlar; en este contexto los sistemas de feedback, se suponen responsables del mantenimiento automático del funcionamiento y del equilibrio del medio interno.

2.3.3 Funcionamiento

Dentro del procedimiento general del Biofeedback (Labrador 2002), el primer paso consiste en la recepción y la transmisión al instrumento de la señal (detección) por medio de cualquier sensor (por ejemplo electrodos). Posteriormente la señal captada es traducida a señales eléctricas (transformación), en caso de que no venga ya en forma de potencial eléctrico. A continuación, el nivel de entradas de estas señales es potenciado (amplificación) teniendo lugar después un filtraje de las interferencias y muy a menudo, un proceso de integración para obtener una mejor señal o caracterizarla mediante eventos (procesamiento) y desechar la información irrelevante (Simplificación).

La señal así tratada se traduce a otras formas estimulares, normalmente señales visuales y/o auditivas, fácilmente perceptibles por los sujetos (Conversión). También es posible registrar la señal, con el fin de facilitar posteriores análisis (registro), por último, la información llega al sujeto de inmediato (presentación). Gracias a este trabajo de feedback, la persona puede controlar y modificar la respuesta en cuestión, como se observa en la figura 8.

El desarrollo de las investigaciones y de las mismas técnicas de biofeedback, ha sido paralelo a los avances tecnológicos, en donde los instrumentos o equipos deben cumplir unas características claras para un óptimo resultado. Estos requisitos se pueden resumir en que el aparato sea válido (que procese la respuesta fisiológica que se requiere tratar y no otras), fiable (ofrecer la mejor relación posible entre señal útil/ruido) y seguro (controlar la corriente de fuga y garantizar la seguridad física del paciente y el terapeuta). En segundo lugar, la detección debe poder realizarse de una forma no invasiva, de tal modo que la técnica no influya sobre la respuesta que se desea medir y producir así un enmascaramiento de los valores reales. Por último la señal debe ser de baja latencia a fin de que los cambios reflejen las modificaciones psicofisiológicas ocurridas.

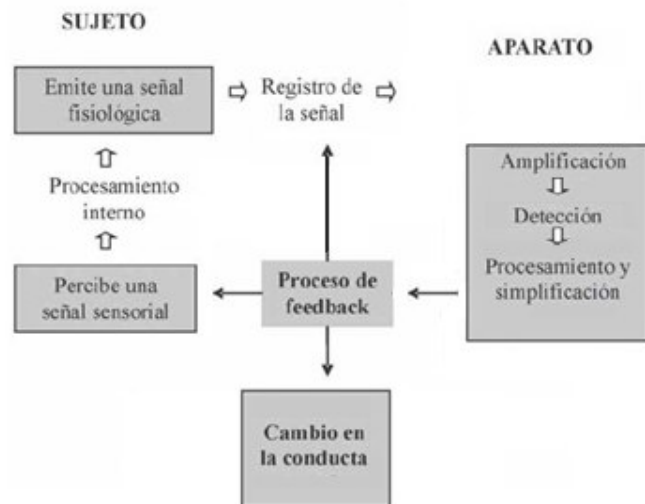


Figura 8: Esquema de biofeedback clásico adaptado a este proyecto

En la actualidad los nuevos aparatos portátiles son de fácil manejo y reducido tamaño, lo que aporta ventajas notables en cuanto a la práctica del sujeto y que el entrenamiento pueda ser llevado fuera del espacio terapéutico. El desarrollo de los sistemas de procesamiento de señales hacen que los sistemas de Biofeedback midan diferentes señales, convirtiéndose en verdaderos polígrafos.

2.4 Sensores Electrónicos

Un sensor es cualquier dispositivo que detecta una determinada acción externa. Cualquier animal utiliza sensores biológicos para percibir su entorno. El hombre experimenta sensaciones como calor o frío, duro o blando, fuerte o flojo, agradable o desagradable, pesado o ligero. Poco a poco le ha ido añadiendo adjetivos a estas sensaciones para cuantificarlas como frígido, fresco, tibio, templado, caliente, tórrido. Es decir, ha ido necesitando el empleo de magnitudes medibles más exactas.

Aquí vamos a centrarnos en sensores electrónicos que nos permitan medir características fisiológicas en el ser humano.

2.4.1 Introducción

En general se habla de sensores, pero se pueden distinguir las siguientes definiciones:

- Sensor: Es un dispositivo que recibe una señal o estímulo y responde con una señal eléctrica. Además los sensores pueden ser activos o pasivos.
 - Sensor activo: Es un sensor que requiere una fuente externa de excitación como las RTD o células de carga.
 - Sensor pasivo: Es un sensor que no requiere una fuente externa de excitación como los termopares o fotodiodos.
- Transductor: Es un convertidor de un tipo de energía a otra.

2.4.2 Tipos de sensores

Existe una gran cantidad de sensores en el mercado para poder medir magnitudes físicas, de los que los más enfocados a medir características biológicas se pueden destacar los siguientes:

- Temperatura (Se pueden utilizar para medir la temperatura corporal).
- Humedad (Se puede utilizar para medir la sudoración).
- Presión (Se puede usar para medir la tensión arterial).
- Caudal Luz (Se puede usar para medir la cantidad de hemoglobina en sangre).
- Conductividad (se puede utilizar para medir la conductividad de la piel).
- Multipropósito (e pueden utilizar con diferentes funcionalidades como la de identificación, o detección de enfermedades).

2.4.2.1 *Temperatura*

Probablemente sea la temperatura el parámetro físico más común que se mide en una aplicación electrónica, incluso en muchos casos en que el parámetro de interés no es la temperatura, ésta se ha de medir para incluir indirectamente su efecto en la medida deseada. La diversidad de sus aplicaciones ha condicionado igualmente una gran proliferación de dispositivos sensores y transductores, desde la sencilla unión bimetálica de los termostatos, hasta los dispositivos semiconductores más complejos.

2.4.2.2 *Humedad*

- **Sensores de Humedad Capacitivos:** El sensor lo forma un condensador de dos láminas de oro como placas y como dieléctrico una lámina no conductora que varía su constante dieléctrica, en función de la humedad relativa de la atmósfera ambiente. El valor de la capacidad se mide como humedad relativa.
- **Sensores de Humedad Resistivos:** Un electrodo polímero montado en tándem determina la humedad en el material. Además un circuito acondicionador y linealizador dan una salida estándar.

2.4.2.3 *Presión*

- **Sensores de Presión Resistivos:** Una presión sobre una membrana hace variar el valor de las resistencias montadas en puente de Wheatstone apareadas. Las Células de Carga y las Galgas Extensiométricas son elementos metálicos que cuando se someten a un esfuerzo sufren una deformación del material, y por lo tanto una variación de su resistencia interna.
- **Sensores de Presión Piezo-Cerámicos/Multicapa:** La combinación de la tecnología piezo-cerámica y multicapa se utiliza para producir una señal eléctrica, cuando se aplica una fuerza mecánica en el sensor.
- **Sensores de Presión con Semiconductores:** Una variación de presión sobre una membrana, hace actuar un único elemento piezo-resistivo semiconductor.



Figura 9:
Sensor presión
resistivo

2.4.2.4 Luz

- Resistivos (LDR): Varían la resistencia interna en función de la intensidad luminosa recibida.
- Optoelectrónicos: Un fotodiodo convierte la intensidad luminosa en corriente eléctrica.
- Sensores de Imagen CCD y CMOS: Un conjunto de sensores que detectan la luz basados en la tecnología CMOS, se basan en el principio fotoeléctrico y está formado por muchos fotositos (uno por cada pixel) que producen una corriente eléctrica dependiente de la intensidad de la luz recibida.

2.4.2.5 Biológicos multipropósito

Los Sensores Biológicos multipropósito más comunes se basan en sensores de imagen CMOS, que posteriormente procesan la imagen obtenida con un DSP para identificar los puntos necesarios para usarlos como identificación.

Aplicaciones: Sensor de la huella digital (Fingerprints), escáner de la Retina (Iris Scans), escáner de la mano (Hand geometry), reconocimiento facial (Facial recognition).

2.4.2.6 Conductividad

Sensores de conductividad, pH, REDOX (Oxidación-Reducción), todos ellos se basan en elementos de muy alta Impedancia, con lo que hay que utilizar un acondicionador de entrada de muy alta impedancia

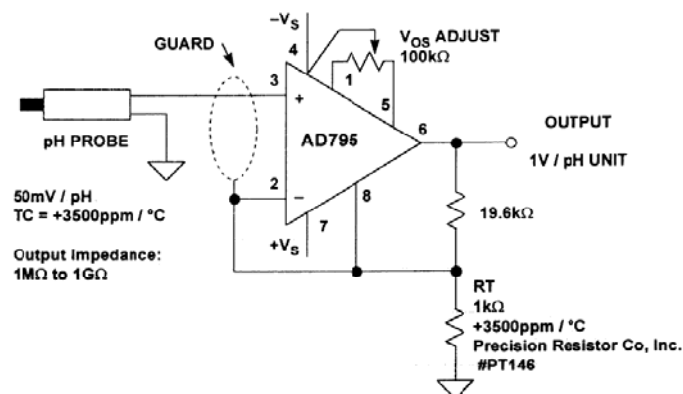


Figura 10: sensor conductividad

3 Desarrollo

3.1 Introducción

El sistema de deletreo a través de señal biológica se compone de varios componentes funcionales, algunos bien diferenciados y otras que se entremezclan. El desarrollo ha supuesto la utilización de varios sistemas, desde componentes analógicos con sus correspondientes tarjetas de adquisición A/D, hasta código programado en el núcleo del sistema (Kernel). Por ello se va a intentar describir el sistema completo dividiéndolo en varias secciones y comenzando por una división entre el hardware y el software.

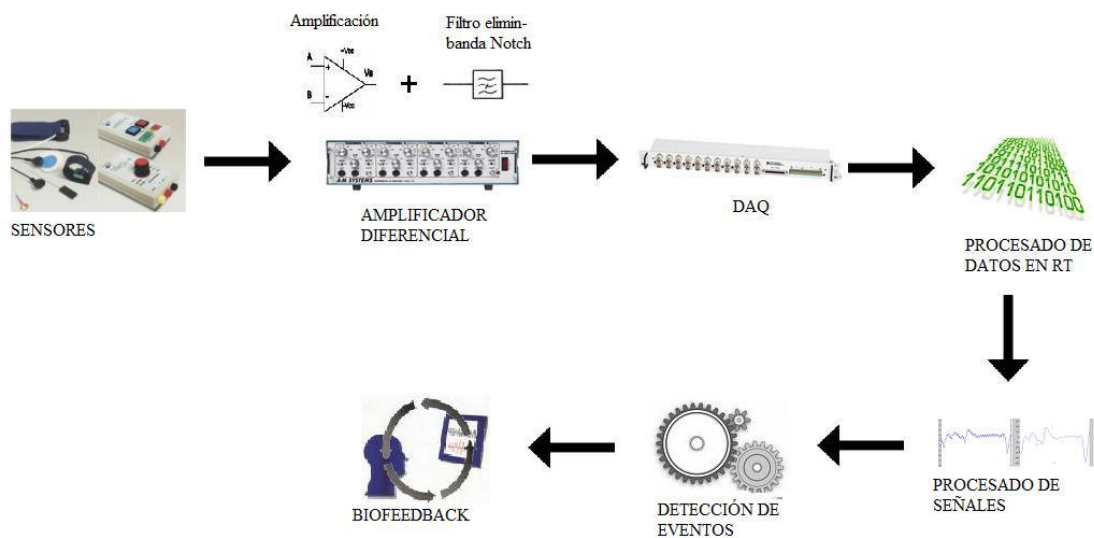


Figura 11: Flujograma sistema implementado

Se incluye una imagen (Ver figura 11) del flujograma del sistema implementado. En la descripción del desarrollo, los apartados seguirán la misma línea que los bloques del Flujograma. Aunque en la imagen solo aparezca un breve resumen, este Flujograma también muestra los pasos de funcionalidad del sistema implementado en este proyecto.

3.2 INNOVACIONES

Antes de comenzar a explicar el desarrollo en detalle del sistema construido, se explicarán los principales detalles innovadores que incluye este sistema.

Actualmente como ya se ha visto en el apartado 1 sobre “Estado del Arte” los sistemas de interfaces Hombre-Máquina están basados en un concepto circular ilustrado en el panel de la izquierda de la figura 12. El sistema desarrollado en este proyecto de fin de carrera pretende mejorar la interacción utilizando el esquema que se ilustra en el panel de esta. Este nuevo esquema añade una asistencia que permite que las señales biológicas que produce el usuario sean interpretadas por el observador dinámico y este genere estímulos en función del objetivo de la interfaz, en el esquema tradicional el individuo es el único responsable de hacer asociaciones entre su percepción de la señal biológica y el control de la interfaz. El sistema aquí desarrollado es un primer prototipo con una interfaz simple, pero puede servir como una base para futuras mejoras que permitan una mayor aproximación al nuevo modelo.

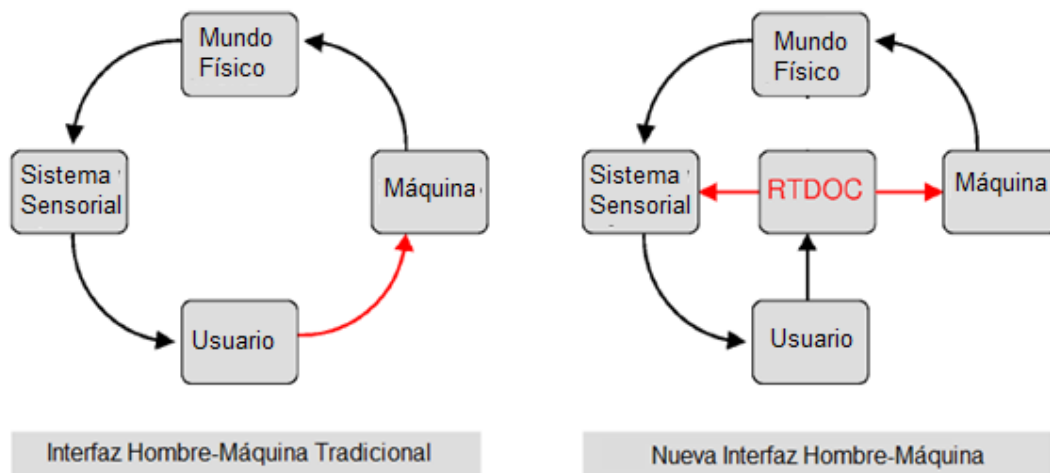


Figura 12: Comparación entre modelo antiguo (Izqda) y nuevo modelo propuesto (Drcha) para la interacción hombre-máquina a través de un observador dinámico

Otra de las innovaciones que también se ha querido incorporar a este proyecto es la programación en tiempo real, ya que aunque para la interfaz Hombre-Máquina desarrollada en este proyecto, que únicamente utiliza señales cardíacas y respiratorias, no es estrictamente necesaria (los periodos de esta señales son grandes y ni mucho menos del orden de ms) para las señales neuronales y algunos tipos de estimulación sí que sería de gran utilidad, por lo que se quiere dejar una base para futuras mejoras.

3.3 HARDWARE

Gran parte de este proyecto está compuesto por elementos hardware debido a que se quiere conseguir una interacción bidireccional entre una persona y un entorno físico mediante una señal biológica, de tal manera que el software tenga medios de emitir señales que puedan alterar el medio físico e informar al sistema sensorial del usuario (mediante estímulos visuales y/o auditivos por lo que requiere elementos de Hardware como sensores, amplificadores de las señales biológicas, y una tarjeta de adquisición de datos.

Básicamente el apartado hardware se compone de elementos que adquieren datos del usuario (sensores) y de elementos que tratan estos datos analógicamente hasta prepararlos para su tratamiento a nivel lógico a través del software.

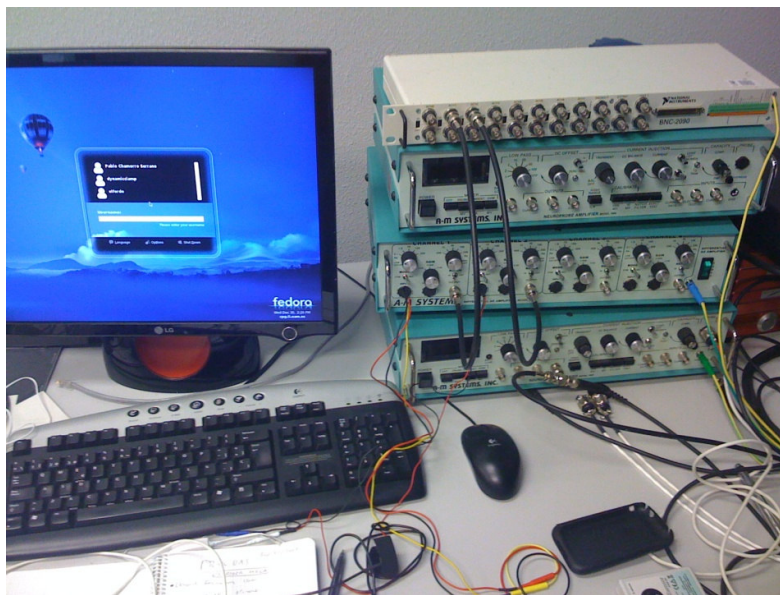


Figura 13: Parte de los elementos hardware utilizados en este proyecto

A continuación se van a ver los elementos utilizados junto con sus características y su funcionalidad dentro de este proyecto.

3.3.1 Sensores

Se han utilizado una serie de sensores con el fin de obtener la información necesaria del sujeto que utiliza el sistema. Estos sensores proporcionarán la entrada al sistema.

Se han seleccionado tres sensores de entre toda la gama de sensores que existen en el mercado. Los sensores seleccionados han sido:

- Sensor de pulso Fotoeléctrico.
- Sensor de respiración.
- Sensor conductividad de la piel.

Los motivos para seleccionarlos fueron: su sencillez, la claridad de sus señales y la fácil interpretación de las características que miden. A continuación se va a describir más detalladamente cada uno de los sensores seleccionados así como las señales que registran.

Los sensores han sido adquiridos a la firma “g.tec” (www.gtec.at) después de realizar un análisis del mercado actual y considerando que estos eran los que mejor precio/fiabilidad ofrecían.

Estos sensores se podrían fabricar en los propios laboratorios de la universidad, pero se ha considerado que no era rentable dedicar una excesiva cantidad de tiempo a implementarlos con el riesgo añadido de una menor fiabilidad.

3.3.1.1 *Sensor de pulso Fotoeléctrico*

Este sensor se basa en el principio de que la sangre lleva hemoglobina para transportar oxígeno, y esta es un pigmento de color rojo, que al interactuar con el oxígeno toma un color rojo escarlata. Este es el color de la sangre arterial y al perder el oxígeno toma un color rojo oscuro, que es el color característico de la sangre venosa (y por tanto absorbe longitudes de onda diferentes).

Este sistema nos permite medir los flujos de sangre que ocurren en una parte de nuestro cuerpo donde haya muchos capilares superficiales (dedos, orejas, frente....).

A través de estas mediciones se nos permitirá mostrar las pulsaciones sanguíneas que tiene el corazón debido al bombeo de la sangre. Para obtener dicha señal eléctrica es necesario emplear una interfaz óptica, la cual está compuesta por un transmisor de luz y un receptor luminoso.

El transmisor es un LED que emite luz roja para que esta sea absorbida en una u otra cantidad por la hemoglobina y así el receptor únicamente recibirá la luz que no haya sido absorbida por esta. Esta pequeña cantidad de luz roja que llega al receptor se conduce a través de la piel, músculo, terminales nerviosas, capilares y tejido celular subcutáneo. La mayor parte de estos factores se mantienen constantes y no varían; es la sangre que fluye a través de los capilares y que varía en el tiempo de acuerdo al ritmo cardíaco la que hace variar la cantidad de luz que percibe el receptor.



Figura 14: Sensor de pulso fotoeléctrico de g.tec

El sensor consta de una entrada de la señal captada por el fotodetector y tres salidas que son tierra, negativo y positivo.



Figura 15: Emisor y fotodetector del sensor de pulso

Este sensor viene ya con un pequeño pre-amplificador de la señal, la cual es muy débil cuando se recibe directamente del fotodetector. Una vez pre-amplificada la señal tiene un rango de $\pm 5\text{mV}$.

El sensor se coloca en la yema del dedo y se fija con una cinta de velcro que da cierta estabilidad al sensor.



Figura 16: Fijación del sensor

3.3.1.2 *Sensor de respiración*

El sensor de respiración consiste en una cinta elástica y un sensor de presión resistivo con un extensómetro, que al estirarse el material varía su resistencia interna y produce una variación en el voltaje.

Este sensor viene con unas cintas de distintos tamaños para ajustarse alrededor de la cavidad torácica, de esta manera cuando se inspire o expire el pecho se hinchará o deshinchará respectivamente, provocando una presión en la cinta elástica que se estirará y volverá a su forma inicial periódicamente según vayamos respirando.

Este sensor tiene simplemente dos salidas, que son positivo y negativo y carece tanto de un pre-amplificador como de referencia, por lo que es más sensible a posibles alteraciones en el campo eléctrico de nuestro entorno (es recomendable llevar puesto una muñequera conectada a tierra para evitar estos problemas).



Figura 17: Sensor de respiración

La colocación de la cinta debe realizarse a la altura del pecho sin apretar demasiado fuerte ya que esto podría dar lugar a valores de voltaje que resultasen demasiado altos para la configuración del sistema.



Figura 18: Colocación de la cinta

3.3.1.3 *Sensor conductividad de la piel*

Este sensor es el más complejo de los utilizados, se denomina sensor galvánico y se utiliza para medir la conductividad de la piel, es decir el sudoramiento.

Sirve para comprobar si la persona reacciona a diferentes acciones que puedan pasar. Cualquier tipo de emoción queda reflejado en un leve o gran incremento de la sudoración del individuo, y por tanto puede hacer de una simple versión de máquina de la verdad.



Figura 20: Sensor conductividad



Figura 19: Sensor conductividad

El sensor consiste en dos electrodos lisos que se colocan en los dedos de las manos, a través de los cuales se hace pasar una pequeña corriente superficial y se mide la resistencia que opone el cuerpo al paso de esta. Tiene un pre-amplificador y un cable de referencia. La salida consta de tres cables: positivo, negativo y referencia.

Los electrodos se colocan en el dedo índice y medio de manera que la superficie de estos haga contacto con la yema de los dedos. Para su fijación se utiliza una tira de velcro que envuelve el dedo.

Este sensor tiene además un calibrador manual del dispositivo que resulta necesario utilizar cada vez que se conecta, lo que lo ha hecho poco fiable y a provocado algunos problemas que más adelante se comentarán.



Figura 22: Electrodos

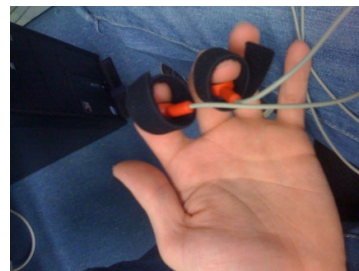


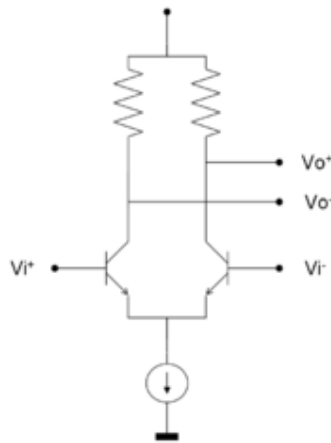
Figura 21: Colocación electrodos

La interfaz desarrollada soporta las señales del sensor de conductividad de la piel, aunque finalmente no se ha utilizado para el sistema de delectreo por la baja calidad de la señal proporcionada por el sensor adquirido durante las pruebas (más adelante se explica).

3.3.2 Amplificador Diferencial

Se ha utilizado un amplificador diferencial para amplificar las señales débiles sacadas de los sensores y de esta manera poder adquirirlas con una mayor fiabilidad.

Los amplificadores diferenciales se basan en el principio de la entrada de una señal junto a una referencia y en la amplificación proporcional de la primera respecto a la segunda.



Esquema amplificador diferencial

El amplificador diferencial (o par diferencial) suele construirse con dos transistores que comparten la misma conexión de emisor, por la que se inyecta una corriente de polarización. Las bases de los transistores son las entradas (I+ e I-), mientras que los colectores son las salidas. Si se terminan en resistencias, se tiene una salida también diferencial.

Se ha utilizado un amplificador que se encuentra en el laboratorio de electrofisiología de la marca “A-M Systems” modelo “1700 Differential AC Amplifier” cuyas características son las siguientes:

- **Ruido**

Voltaje, fB = 10Hz-10kHz, típica: 1.0μV, p-p

- **Voltaje Offset**

Desviación media, máxima: ± 30.0μV/Deg C

- **Corriente Bias**

Corriente Inicial Bias, máximo: ± 0.4nA

- **Corriente Offset**

Corriente de entrada Offset, máximo: ± 0.4nA

- **Impedancia de entrada: $10^{12}\Omega \parallel 50\text{pF}$**

- **Crosstalk entre-canales: 90dB at 1kHz**

- **Rango de Voltaje**

x100: .11VAC o .11VDC $\pm 5\%$

x1000: .011VAC o .11VDC $\pm 5\%$

x10000: .0011VAC o .11VDC $\pm 5\%$

Common Mode Rejection (CMR): 75dB

- **Slew Rate: 2V/ μ S**

- **Rango de Salida**

Voltaje de salida: ± 11 V

Corriente de salida: 5mA

Resistencia de salida: $>5\Omega$ s

- **Filtro paso bajo**

Frecuencias de corte: 0.1, 1.0, 10.0, 100, 300 Hz

Atenuación de corte: 40dB/década

- **Filtro paso alto**

Frecuencias de corte: 0.5, 1.0, 5.0, 10, 20 kHz

Atenuación de corte: 40dB/década

- **Filtro Notch**

Frecuencia base: 50Hz or 60Hz (establecida en fábrica)

Atenuación: >35 dB

Este amplificador se encuentra equipado con unos filtros paso-alto, paso-bajo y de notch, para poder pre-filtrar la señal antes de adquirirla.

El filtro notch es un filtro que elimina el ruido provocado por las fuentes de alimentación de corriente alterna, este ruido puede estar entorno a 50Hz en Europa y entorno a 60Hz en EEUU, debido a una diferente configuración de sus redes de suministro de corriente alterna.

Durante este proyecto se compró un segundo amplificador del mismo modelo, pero preparado para los 50Hz, el anterior estaba configurado para los 60Hz, aunque también se procedió a recabar información para cambiar la configuración del filtro notch del amplificador antiguo y se propuso desde los propios fabricantes del amplificador una serie de cambios de resistencias y condensadores para modificar esta característica.

El amplificador contiene 4 amplificadores independientes más una fuente de alimentación en el mismo equipo, posibilitando el amplificado de varias señales simultáneamente. Cada uno de los amplificadores contiene filtros paso-bajo y paso alto.



Figura 24: A-M Systems 1700 Differential AC Amplifier

Para la interconexión de las salidas de los sensores y la entrada del amplificador, se fabricaron unos cables con un macho conectado al amplificador y una hembra conectada a los cables de salida de los sensores. Este cable sirve de adaptador para la conexión de ambos equipos. Se utilizó un pequeño soldador manual y unos pequeños conectores pin que se engastaron alrededor de los cables de hilo de cobre.



Figura 25: Conector Sensor-Amplificador

Family	Bus	Analog Inputs	AI Resolution (bits)	Analog Outputs	AO Resolution	Max Update Rate (MS/s)	AO Range (V)	Digital I/O	Correlated (clocked) DIO
NI 6259	PCI, PCI Express, PXI, PXI Express, USB	32	16	4	16	2.8	± 10 , ± 5 , $\pm \text{ext ref}$	48	32, up to 10 MHz

Figura 26: Características PCI-6259 M-Series DAQ

Estos amplificadores están conectados a tierra para que sirva de referencia a la hora de amplificar diferencialmente las señales de entrada y para eliminar ruidos que podrían afectar a las señales que se amplifican.

3.3.3 Tarjeta de Adquisición de datos

Para el proceso de adquisición de datos se ha utilizado una tarjeta de la empresa National Instrumtens “PCI-6259 M-Series DAQ” con capacidad para 32 entradas analógicas. Ver Figura 32.

Esta tarjeta de adquisición realiza una conversión de la señal de entrada analógica a una señal digitalizada para poder ser procesada en un ordenador. El proceso de digitalización consiste en muestrear la señal analógica (se coge una muestra cada 1^{-7} segundos) y asignarla un valor dependiendo del rango de muestreo y del voltaje de entrada. El rango puede ser de $\pm 10\text{V}$, $\pm 5\text{V}$, $\pm 2,5\text{V}$. La tarjeta cuenta con una resolución de 16 bits, lo que nos da la capacidad de definir 65.536 rangos, esto junto con el correcto ajuste del rango de voltajes que vamos a medir, nos proporciona una buena fidelidad a la hora de adquirir una señal que ya ha sido amplificada.

La conexión se realiza directamente con el amplificador, a través de un Rack que nos permite conectar todo en la tarjeta de adquisición. Ver Figura 33 y 34.

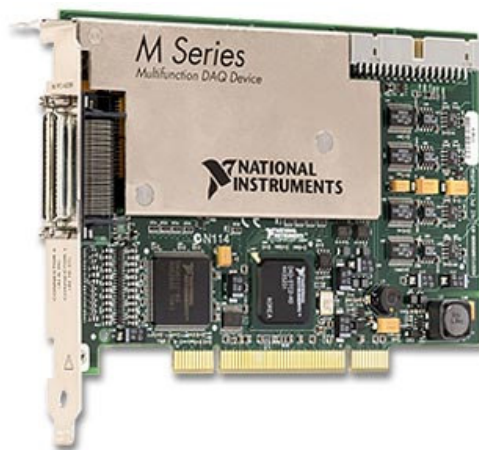


Figura 27: Tarjeta de adquisición



Figura 28: BNC-2090A Rack conexiones

La conexión entre el amplificador y el Rack de conexiones se realiza a través de cable coaxial con unos conectores de tipo “BNC”.



Figura 29: Conector BNC macho



Figura 30: Conector BNC hembra

El conector "Bayonet Neil-Concelman" o "Bayonet Navy Connector" o "Baby Neil Connector", dependiendo de la fuente de información, es un tipo de conector para uso con cable coaxial. Inicialmente diseñado como una versión en miniatura del Conector Tipo C.

BNC es un tipo de conector usado con cables coaxiales como RG-58 y RG-59 en aplicaciones de RF que precisaban de un conector rápido y de impedancia constante a lo largo de un amplio espectro. Es muy utilizado en equipos de radio de baja potencia, instrumentos de medición como osciloscopios, generadores, puentes, etc.... por su versatilidad. Se hizo muy popular debido a su uso en las primeras redes Ethernet, durante los años 1980. Básicamente, consiste en un conector tipo macho instalado en cada extremo del cable. Este conector tiene un centro circular conectado al conductor del cable central y un tubo metálico conectado en el parte exterior del cable. Un anillo que rota en la parte exterior del conector asegura el cable mediante un mecanismo de bayoneta y permite la conexión a cualquier conector BNC tipo hembra.

En el laboratorio se fabricaron algunos cables a medida para realizar la conexión entre el amplificador y la tarjeta de adquisición. Estos cables se hicieron del tamaño justo para evitar enredos entre cables.



Figura 31: Conector fabricado BNC macho

Se eligió la tarjeta de adquisición de la serie M de National Instruments debido a la alta frecuencia de muestreo de hasta 10Mhz lo que nos da un gran margen para poder muestrear un amplio rango de señales biológicas.

Además nos ofrece la posibilidad de insertar varias señales simultáneamente y configurar cada una de las adquisiciones de las señales con las características de velocidad y rango de muestreo que se ajuste más a cada uno de los tipos de señales a analizar/procesar. Más adelante se tratará más en profundidad el tema de la configuración para cada señal.

3.4 SOFTWARE

En este apartado se describen los distintos tipos de software que han sido necesarios para poder conseguir los objetivos deseados.

Además del software que finalmente está implicado dentro de la funcionalidad de este proyecto, se han utilizado varios programas para la simulación así como para la comprobación de la conveniencia o no de la utilización de uno u otro tipo de aplicación.

Como elemento base para todo el software se ha utilizado como sistema operativo FEDORA, una versión del sistema operativo Linux. Hay que señalar que el sistema operativo se ha parcheado con extensiones para permitir la programación en **tiempo real** que ha permitido realizar la implementación de parte del código con este tipo de tecnología de software.



Figura 32: Logo S.O Fedora

El tiempo real es fundamental a la hora de analizar con precisión temporal muestras (o generar estímulos) en periodos de tiempo del orden de milisegundos, y aunque para las señales aquí utilizadas del pulso y la respiración no hace falta una velocidad de procesamiento tan alta, se quiere que este código sea también válido a la hora de trabajar con señales y estímulos con requerimientos mucho mayores de velocidad como el electroencefalograma y algunos protocolos de estimulación psicofísica.

Este sistema operativo se encontraba previamente ya instalado en el ordenador del laboratorio, y es el que mayores facilidades ofrecía a la hora de utilizar los diferentes sistemas.

Así mismo hay que señalar que también se ha utilizado Windows como plataforma para desarrollar el software de simulación y para la realización de esta documentación, aunque más adelante se describirán uno a uno los sistemas utilizados con mayor detalle.

A continuación se van a describir, en un orden que se ha entendido el más adecuado para la comprensión de este proyecto, los diferentes sistemas utilizados para la realización del proyecto.

3.4.1 Software Adquisición Datos Tiempo Real

La adquisición de datos se ha realizado a través de la librería Comedi (<http://www.comedi.org/>) y las extensiones de tiempo real **RTAI (Real Time Application Interface)**, *Interface para Aplicaciones en Tiempo Real* (<http://www.rtai.org/>).

Se va a describir ambos sistemas para posteriormente explicar cómo se han utilizado conjuntamente.

3.4.1.1 *Comedi*

El sistema Comedi proporciona drivers, herramientas y librerías para la adquisición de datos para una gran variedad de tarjetas de adquisición de datos que se encuentran hoy en día en el mercado, además es un sistema “Open-Source” (Código abierto) lo que implica que se trata de un software distribuido y desarrollado libremente. Únicamente es compatible en los sistemas operativos Linux.



Figura 33: Logo del proyecto Comedi

Comedi es una colección de drivers para una variedad de tarjetas de adquisición estándar. Los drivers están implementados como un módulo del núcleo Kernel de Linux proporcionando de esta forma una funcionalidad común y módulos de los drivers a un nivel bajo.

Comedi también proporciona a través de Kcomedilib una colección de librerías con una interfaz para ayudar a desarrollar un sistema de adquisición de datos del dispositivo a nivel Kernel compatible con la programación en tiempo real.

3.4.1.2 **RTAI**

RTAI (Real Time Application Interface), Interface para Aplicaciones en Tiempo Real, es una implementación de Linux para tiempo real basada en un principio en RTLinux, y actualmente en ADEOS. No es un sistema operativo tal como VXworks o QNX. Se basa en el núcleo Linux, proporcionando la capacidad de hacerla completamente requisable (preemptable). RTAI añade un pequeño núcleo Linux de tiempo real bajo el núcleo estándar de linux y trata al núcleo linux como una tarea de menor prioridad. RTAI además proporciona una amplia selección de mecanismos de comunicación entre procesos y otros servicios de tiempo real.

Adicionalmente, RTAI proporciona un módulo llamado LXRT para facilitar el desarrollo de aplicaciones de tiempo real en el espacio de usuario. Aunque en este proyecto se ha prescindido de esto último ya que ya se tenía una base programada a nivel núcleo y no se vio necesario empezar de cero con esta nueva utilidad.



Figura 34: Logo de RTAI

- **Arquitectura**

RTAI tiene una arquitectura similar a RTLinux. Al igual que RTLinux, RTAI trata el núcleo estándar de Linux como una tarea de tiempo real con la menor prioridad, lo que hace posible que se ejecute cuando no haya ninguna tarea con mayor prioridad.

Las operaciones básicas de las tareas de tiempo real son implementadas como módulos del núcleo al igual que RTLinux. RTAI maneja las interrupciones de periféricos y son atendidas por el núcleo linux después de las posibles acciones de tiempo real que hayan podido ser lanzadas por efecto de la interrupción.

En la arquitectura básica de RTAI, las interrupciones se originan en el procesador y en los periféricos. Las originadas en el procesador (principalmente señales de error como división por cero), son manejadas por el núcleo estándar, pero las interrupciones de los periféricos (como los relojes) son manejadas por RTAI Interrupt Dispatcher. RTAI envía las interrupciones a los manejadores del núcleo estándar de linux cuando no hay tareas de tiempo real activas. Las instrucciones de activar/desactivar las interrupciones del núcleo estándar son reemplazadas por macros que se enlazan con las instrucciones de RTAI. Cuando las interrupciones están desactivadas en el núcleo estándar, RTAI encola las interrupciones para ser repartidas después de que el núcleo estándar haya activado las interrupciones de nuevo.

Adicionalmente, existe un mecanismo de comunicación entre procesos (IPC), que esta implementado de forma separada por Linux y por RTAI. También existe un planificador (scheduler) distinto para Linux y para RTAI.

- HAL – Hardware Abstraction Layer

Los desarrolladores de RTAI introducen el concepto de Real Time Hardware Abstraction Layer (RTHAL) que es usado para interceptar las interrupciones hardware y procesarlas después. RTHAL es una estructura instalada en el núcleo Linux que reúne los punteros a los datos internos del hardware relacionados en el núcleo y las funciones necesarias por RTAI para operar.

- Planificación

Las unidades de planificación de RTAI son las tareas. Siempre hay al menos una tarea, llamada núcleo linux, que ejecuta como la tarea de menor prioridad. Cuando las tareas de tiempo real son añadidas, el planificador da entonces mayor prioridad a éstas sobre la tarea del núcleo Linux. El planificador proporciona servicios tales como suspend, resume, yield, make periodic, wait until, que son usadas en varios sistemas operativos de tiempo real.

- Comunicación entre procesos (IPC –Inter-process communication)

RTAI proporciona una variedad de mecanismos para la comunicación entre procesos. Aunque los sistemas Unix proporcionan mecanismos similares a IPC para los procesos en el espacio de usuarios, RTAI necesita proporcionar una implementación propia para que las tareas de tiempo real puedan usar este mecanismo y no usen el estándar del núcleo Linux. Los diferentes mecanismos de IPC están incluidos como módulos de núcleo, lo que facilita la carga cuando son necesarios. Como ventaja adicional, el uso de módulos para los servicios IPC facilita el mantenimiento y la expansión.

El antiguo mecanismo básico de comunicación de RTAI eran los FIFOs. FIFO es un asíncrono y no bloqueante canal de comunicación entre los procesos de Linux y las tareas de tiempo real. La implementación de RTAI de FIFO está basado en la implementación de RTLinux, pero RTAI proporciona algunas características que no son posibles en RTLinux. Primeramente RTAI puede lanzar señales cuando hay eventos en el FIFO (escritura de nuevos datos). Los procesos en el espacio de usuario pueden entonces crear un manejador para la señal por los mecanismos estándar de Unix. Sin embargo, este mecanismo no es necesario para los procesos de usuario que quieran leer o escribir del FIFO.

Adicionalmente, puede haber múltiples lectores y escritores en el FIFO, cosa que no es posible en la versión de RTLinux. Finalmente, los identificadores FIFO pueden ser dinámicamente localizados con un nombre simbólico. Antes era necesario establecer un identificador global para el FIFO, lo que causaba problemas cuando múltiples e independientes procesos y tareas lo usaban.

Los semáforos es otra herramienta básica de sincronización entre procesos usada en los sistemas operativos. RTAI proporciona un API para usar semáforos, aunque cada semáforo está técnicamente asociado a un FIFO, por tanto cada semáforo usa una entrada global del

FIFO. Como añadido al servicio básico de semáforos, un semáforo puede estar asociado con un reloj, el cual puede ser usado para despertar un proceso encolado en un semáforo, incluso cuando el semáforo aún está cerrado.

La compartición de memoria proporciona una alternativa a IPC y al paradigma FIFO, cuando un modelo de comunicación diferente es requerido. La memoria compartida es un bloque común de memoria que puede ser leída ó escrita por un proceso y una tarea en el sistema. Como los diferentes procesos pueden operar de forma asíncrona en la región de memoria, es necesario un diseño para asegurar que los datos no sean sobrescritos de forma intencionada.

Finalmente, el método más flexible de IPC quizás sean los mailboxes. Cualquier número de procesos pueden enviar y recibir mensaje de y desde un mailbox. Un mailbox almacena mensajes hasta un límite que se defina, y contrario a los FIFOs, mailbox preserva los mensajes que están en el límite. Puede haber un número arbitrario de mailbox activos en el sistema simultáneamente. RTAI también facilita la comunicación entre procesos mediante RPC.

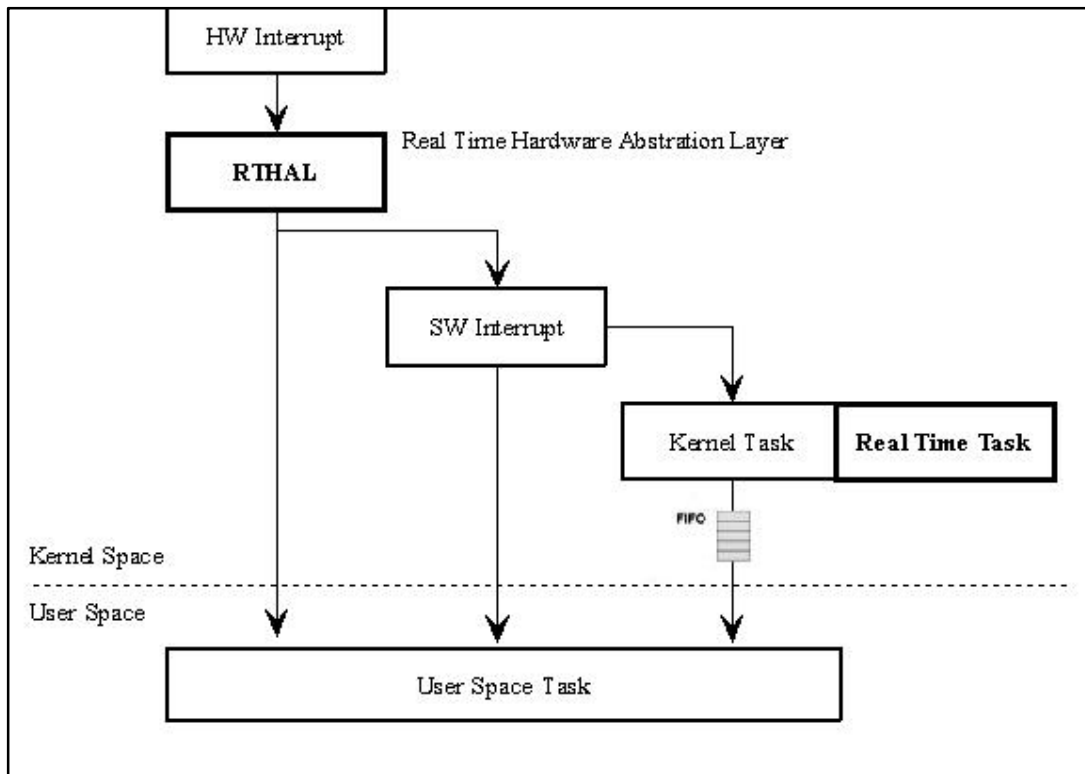


Figura 35: Esquema funcional RTAI

3.4.1.3 Descripción funcionalidad del código para la adquisición de datos en RTAI

La siguiente descripción pertenece al código utilizado para la adquisición de los datos (Archivo Instruction.c), a través de la tarjeta de adquisición de datos, utilizando la utilidad comedi implementado en tiempo real (RTAI).

- Constantes:
 - AI_INT_MAX: Define el valor máximo de entrada, en este caso está definido como 65535 ya que la tarjeta de adquisición utilizada tienen una resolución para los canales analógicos de entrada de 16 bits, y por tanto el valor de entrada fluctuara entre 0 y 65535.
 - PRANGE_1,2 y 3: Hay tres PRANGE_ definidos, ya que hemos utilizado tres canales de entrada, uno para el sensor cardiaco, otro para el respiratorio y otro para el galvánico. Esta constante se utiliza para convertir el valor de entrada en un valor definido en un rango, donde PRANGE_ sería el valor máximo de este rango.
 - PRANGE_1=2.5; Cardiaco
 - PRANGE_2=10; Respiratorio
 - PRANGE_3=10; galvánico
 - NRANGE_1,2 y 3 son las tres constantes que al igual que PRANGE definen el rango para la conversión, pero estas sirven para definir el límite inferior de este rango.
 - NRANGE_1: -2.5
 - NRANGE_2: -10
 - NRANGE_3: -10
 - Shared: Es un puntero que apunta a una dirección de memoria compartida que será utilizada para comunicar el núcleo con la capa usuario posteriormente.
 - Shared= SHMNAM

- Inicialización del sistema:
A continuación se describen las principales funciones de inicialización del sistema comedi y real time:
 - `prepare_ins_acquisition`: Esta función inicializa las tres estructuras comedi que se han creado, una por cada canal de adquisición (`c1`, `c2` y `c3`). Se les asigna un buffer para adquirir los datos a cada estructura (`databuf_1` 2 y 3). Se las configura con los siguientes parámetros:
 - `c1.insn=INSN_READ`; Se especifica que es una lectura de datos.
 - `c1.n=1`; Número de elementos en el array de datos.
 - `c1.data=databuf1`; puntero al buffer de datos.
 - `c1.subdev=0`;
 - `c1.chanspec=CR_PACK(indexCanals,AI_RANGE, AREF_GROUND)`; Index canals especifica el canal de entrada que se va a usar, AI_RANGE especifica el rango de voltajes que se va a medir y AREF especifica la referencia que se va a utilizar para las medidas.
 - La configuración para los canales es la misma, con la excepción de `IndexCanals` que es 1, 2 y 3 respectivamente y `AI_RANGE` que es 2, 0, 0 respectivamente (2 es el rango de voltaje 2.5/-2.5V y 0 es el rango 10/-10V). La referencia utilizada por los tres es GROUND.
 - `init_shm`: Esta función inicializa la memoria compartida que se va a utilizar para comunicar mediante la FIFO, el espacio núcleo con el espacio usuario donde se realizaran las tareas que no sean en tiempo real. Se ha usado la siguiente dirección de memoria compartida: “`nam2num(SHMNAM)`”.
 - `init_fifos`: Inicializa las FIFOS.
 - `init_rt_task`: Esta función inicializa el sistema real time. Utiliza las siguientes funciones:
 - `rt_set_periodic_mode`: Configura el modo periódico en el temporizador. Consiste en una frecuencia fija del temporizador de las áreas basado en el periodo configurado en la función `start_rt_timer`.
 - `start_rt_timer`: Inicializa el contador con un periodo “*period*”. El periodo es un contador interno de unidades y solamente es necesario para el modo periódico.
 - `nano2count`: convierte nanosegundos en unidades internas, de esta manera se ha convertido “100000000” equivaliendo 1 ms a “x” ciclos internos de reloj.

- Bucle Real time:

La ejecución principal de real time se basa en un bucle cerrado “while(1)” donde se ejecuta continuamente las instrucciones que queremos programar. Es decir el código que queremos que esté funcionando en tiempo real, debe estar insertado dentro de este bucle. A continuación se va a describir las funciones principales insertadas dentro del bucle:

- realtimeDag: Es la función donde se encuentra el bucle y es la encargada de llamar al resto. Cabe señalar que la estructura principal está dividida en tres “CASE” que dependen de una bandera en la memoria compartida, la cual se verá modificada desde la capa de usuario. Los tres valores son “PLAY”, “STOP” y “CHANGE_FREQ”.
 - “STOP”: Únicamente se encuentra vacía y el bucle lo único que hace es pasar y comprobar que siguen la bandera en “STOP”.
 - “CHANGE_FREQ”: Simplemente actualiza el periodo de adquisición de datos al nuevo periodo a través de la función “rt_set_period” que configura el periodo del Realtime con la nueva frecuencia.
 - “PLAY”: Cuando la bandera se encuentra en “PLAY” es cuando el sistema empieza a adquirir los datos mediante funciones comedi de la tarjeta de adquisición de datos. Los adquiere y los va insertando en una FIFO que se encuentra ubicada en la memoria compartida por la capa del núcleo y la capa usuario. De esta manera se logrará posteriormente acceder a los datos desde la capa usuario leyendo la FIFO. Asimismo se usa la variable compartida s0 para comprobar la cantidad de datos que hay en la FIFO. Lo ideal es que esta nunca se llene, porque en el espacio usuario se están sacando los datos, pero si se llena la FIFO se vaciara haciendo un “flush”.

3.4.2 Adquisición de Datos Capa Usuario

A partir de este apartado la programación será a nivel usuario, pero para ello primero se ha tenido que diseñar una manera de envío de datos desde la capa inferior del núcleo hasta la capa superior de usuario. Para ello como ya se describió en el apartado anterior, se ha hecho uso de un espacio en la memoria compartida con variables y FIFO donde se puedan acceder para adquirir datos. También se ha creado un temporizador en la capa usuario para ayudar a sincronizar la captura y el envío de datos de una a otra capa.

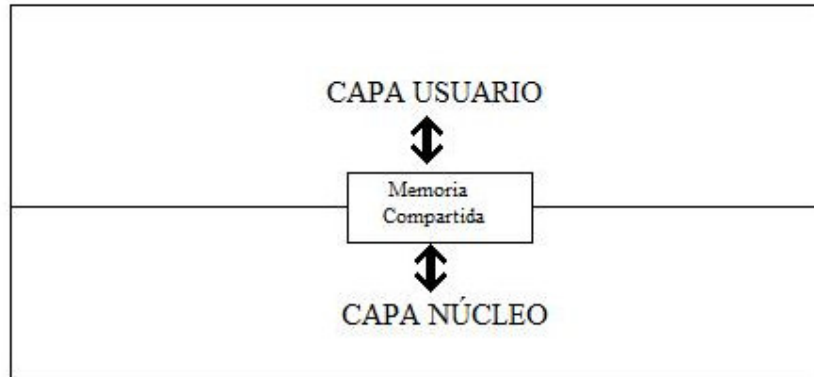


Figura 36: Diagrama conexión Núcleo-Usuario

Al igual que en Realtime, aquí también se crea un puntero que apunte a la dirección de memoria compartida que hemos definido como “nam2num(SHMNAM)”.

Hay que destacar que aunque aún no se ha descrito todavía la parte gráfica de este proyecto, la adquisición de datos se encuentra insertada dentro del código de la interfaz gráfica y por tanto está hecha aprovechando las propiedades de la librería QT de C++ que se ha utilizado para el desarrollo de la interfaz gráfica en este proyecto.

- **DataPlot::setTimerInterval (int hz):** Esta función es la encargada de modificar el “trigger” que se encarga de crear cierta periodicidad en la adquisición de datos del núcleo así como de la posterior representación de estos en la pantalla, haciendo saltar el evento que provoca el inicio de la función principal cada “x” tiempo. Como dato de entrada tiene la frecuencia a la que el sistema funciona, que es una variable que le llega desde la interfaz gráfica (el usuario puede modificarla). Para inicializar el temporizador se usa la función de QT “QwtPlot::startTimer(d_interval)”, donde d_interval es el periodo en milisegundos que se desea. Tras varios intentos fallidos por conseguir una buena sincronización, se decidió poner d_interval a “0”, forzando a este a que cuando tenga un hueco libre, salte.

- **DataPlot::timerEvent(QTimerEvent*)**: Esta función es la principal de la adquisición y procesamiento de datos. De momento nos centraremos únicamente en la adquisición de datos, el procesamiento se tratará en el siguiente apartado.

Los datos en la FIFO se guardan en el núcleo con la siguiente estructura: [tiempo; chanel1; chanel2; chanel3; tiempo; chanel1.....], de esta manera en la capa usuario se sacan los datos en el mismo orden que se han insertado, sacando cada dato a un buffer para posteriormente ser procesado, para ello se crean 4 buffers (1 para el tiempo y 3 para los canales), estos buffers tienen una longitud de PLOT_SIZE (freq*(tamaño muestra)+1) igual a 20001, para que pueda albergar los datos generados durante segundo, después se sobrescribe.

Estos datos, una vez en el buffer se escriben en un “txt” para poder facilitar un análisis posterior con otras aplicaciones. De esta manera se desarrollaron con Matlab y VisualC, las funciones que procesan los datos *offline*.

3.4.3 Procesado de Datos

Con el fin de desarrollar un código capaz de filtrar y sacar toda la información que pudiera ser interesante para la aplicación, una vez programada la adquisición de datos, se procedió a realizar pruebas y grabar muestras en archivos de texto plano. Con estos archivos que albergaban varios minutos de las señales adquiridas, se usó software especial para el tratamiento de señales (Matlab), y posteriormente se programaron en C varias funciones para probar los resultados.

A continuación se describen las aplicaciones utilizadas y el propósito para el que fueron utilizadas:

- **MATLAB**: Matlab es un software científico muy utilizado actualmente. Su uso puede ser muy variado, desde procesamiento de imágenes, audio y otras señales, hasta desarrollos matemáticos y análisis de resultados.
Esta aplicación se ha utilizado con el fin de desarrollar los filtros que se iban a utilizar y para analizar los resultados después del procesamiento de una manera más visual y rápida.
- **Visual C++**: Este entorno de programación resulta cómodo a la hora de realizar programas sencillos. Se eligió esta aplicación ya que se quería compatibilizar en un mismo S.O. Matlab y la programación.

3.4.3.1 Filtros

Se han diseñado dos filtros para las señales. Ambos filtros son paso bajo y complementarios. Se decidió utilizar estos filtros porque son compatibles con el tiempo real (no necesitan tener todas las muestras de la señal para filtrarla) además de que para el caso de las señales utilizadas en este proyecto (cardíaca y respiratoria) los periodos que nos interesan son las bajas ya que tienen un periodo del orden del segundo en el caso del cardíaco y de 4 segundos en el caso del respiratorio Hz.

Estos filtros tienen como objetivo eliminar el ruido provocado por diferentes interferencias como la electricidad estática, fuentes de energía, etc.



Figura 37: Filtro Digital

Además al tratarse de filtros paso bajo, eliminarán los cambios más bruscos de las señales y suavizarán su comportamiento para impedir que pequeños cambios transitorios afecten gravemente al análisis posterior del detector de eventos.

A continuación se describen los dos filtros utilizados para conseguir una señal lo más limpia posible y de esta forma poder analizarla posteriormente con mayor facilidad.

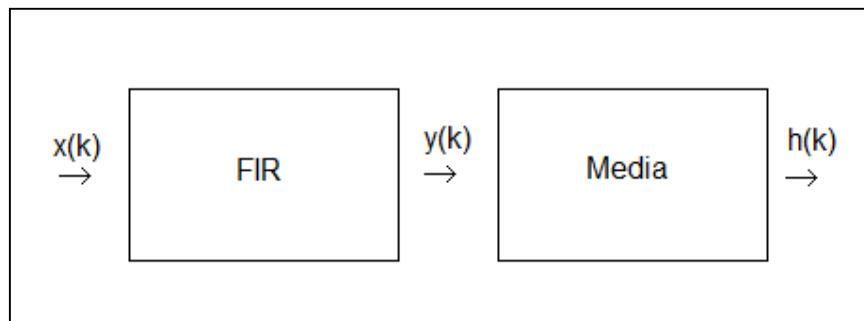


Figura 38: Esquema de filtrado del sistema

3.4.3.1.1 Filtro FIR

Uno de los filtros utilizados en este sistema es de tipo FIR “*Finite Impulse Response* o *Respuesta finita al impulso*” que como su propio nombre indica produce un número finito de términos a su salida por cada señal impulso de entrada.

Los filtros FIR tienen la gran ventaja de que pueden diseñarse para ser de fase lineal, lo cual hace que presenten ciertas propiedades en la simetría de los coeficientes. Este tipo de filtros tiene especial interés en aplicaciones de audio y se utilizan a menudo para eliminar tendencias de deriva en electrofisiología. Además son siempre estables. Por el contrario también tienen la desventaja de necesitar un orden mayor respecto a los filtros IIR para cumplir las mismas características. Esto se traduce en un mayor gasto computacional.

El esquema de este filtro es el siguiente:

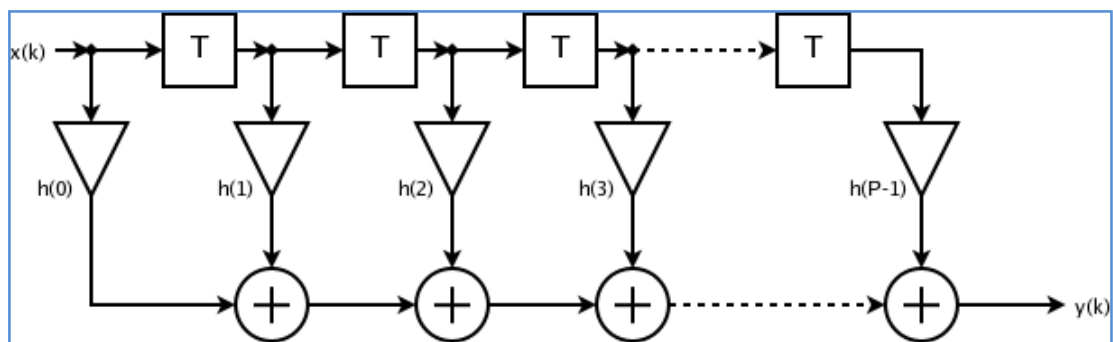


Figura 39: Estructura básica filtro FIR

En la figura los términos $\mathbf{h(n)}$ son los coeficientes y los \mathbf{T} son retardos.

Para la implementación de este filtro se han creado tres buffers (uno por cada señal analizada) en los que se van guardando las últimas 41 muestras, ya que el filtro diseñado es de orden 41. Para cada nueva muestra de entrada, se genera una nueva muestra de salida multiplicando los 41 coeficientes por las 40 muestras antiguas y la nueva y sumando el resultado final para generar la salida, tal y como se puede ver en la figura anterior.

Se ha utilizado la herramienta Matlab para la generación del filtro FIR de orden 41, y se han introducido estos 41 coeficientes en el código C para poder utilizarlos en el sistema.

Estos 41 coeficientes que se aplicaran son los que diseñan el filtro implementado, de esta forma no habría retrasos generados por este filtro que pudiera afectar al diseño en tiempo real de la programación.

A continuación se muestra en la siguiente figura la forma de la ventana de respuesta en frecuencia normalizada de este filtro así como su desfase.

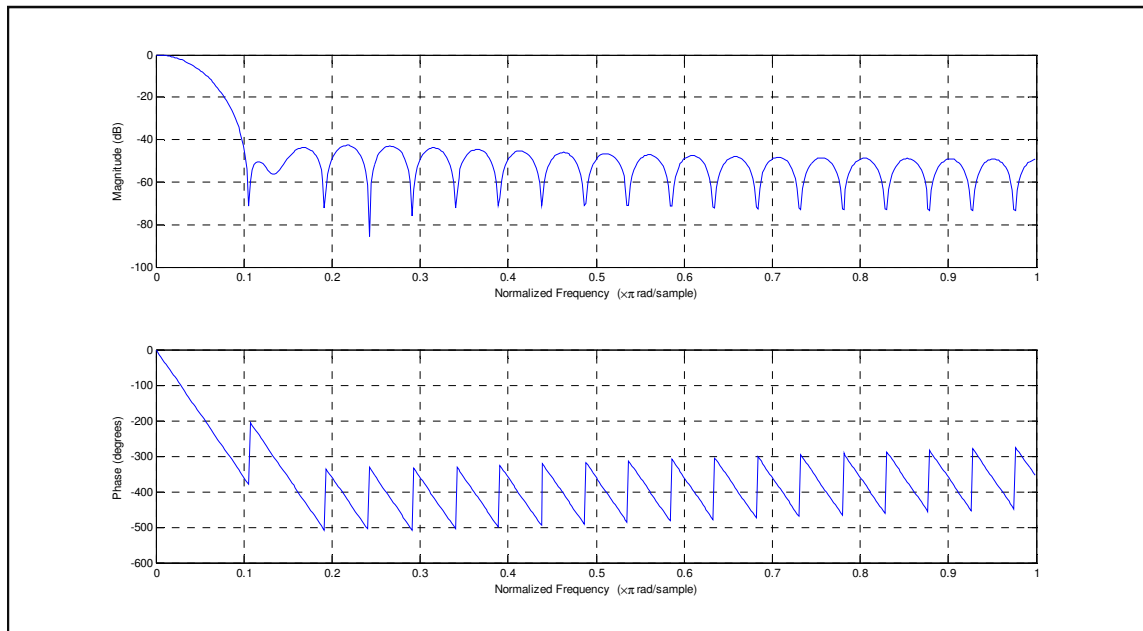


Figura 40: Respuesta en frecuencia y desfase del filtro FIR diseñado

3.4.3.1.2 Filtro de Media

El filtro de media consiste en una técnica de filtrado que se basa en los x valores previos junto al último valor, creando una ventana de tamaño $x+1$ de donde se saca el valor medio y este es la salida. Este filtro es un paso bajo sencillo.

Se han diseñado tres ventanas diferentes para las tres señales analizadas:

- Señal Cardíaca: La ventana es de 350 muestras, por lo que al tener una frecuencia de muestreo el sistema de 1000Hz. La ventana tiene un tamaño de 0,35 segundos.
- Señal Respiratoria: Esta señal tiene un periodo mayor, por lo que la ventana puede ser mayor. En este caso la ventana tiene un tamaño de 900 muestras es decir 0,9 segundos.
- Señal Galvánica: Para este caso y al no querer analizar pequeñas subidas o bajadas, la ventana es aún mayor, siendo esta de 1500 muestras es decir 1,5 segundos.

Este filtro no elimina la desviación que pueda producirse en la media de la señal, pero no es relevante para el detector de eventos ya que la técnica utilizada no depende de las desviaciones en la media de la señal.

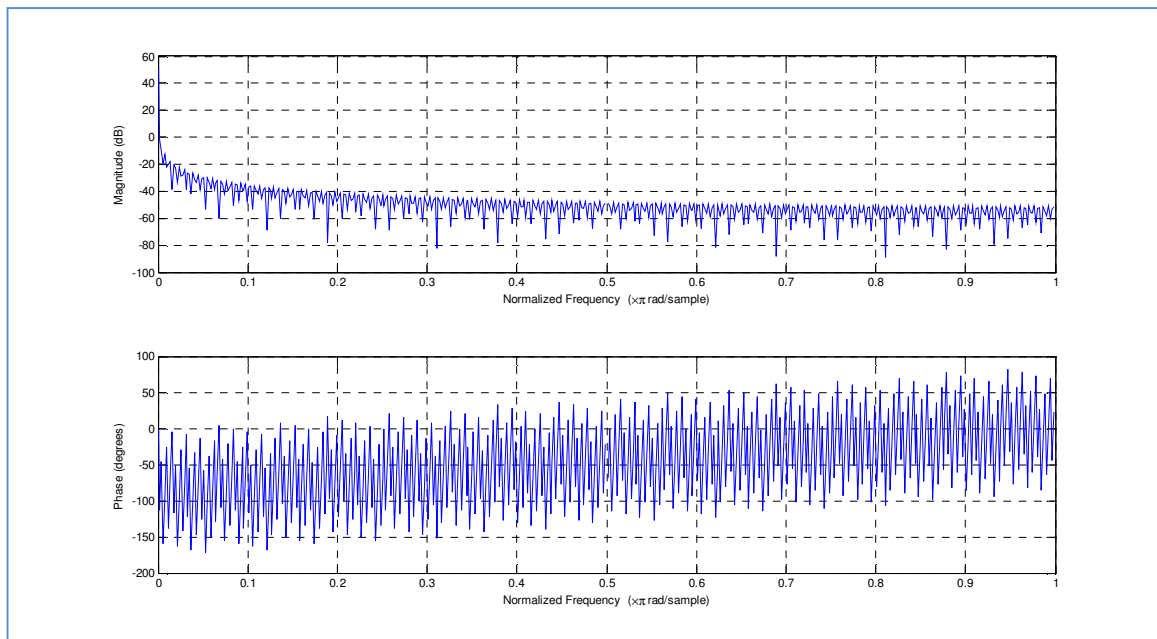


Figura 41: Respuesta en frecuencia y Desfase del filtro de media de orden 350 Cardíaco

Como se puede observar en la figura anterior, este filtro tiene una frecuencia de corte más baja que el FIR, sin embargo su fase no es lineal.

3.4.3.2 *Detector de eventos*

Una vez conseguido que las señales a analizar tuvieran el menor ruido posible, se procedió a realizar un detector de eventos que encontrase eventos interesantes en las señales a analizar.

Para ello se realizaba el filtrado de las muestras obtenidas (utilizando el código descrito en el apartado anterior en Visual C), y se cargaban dichas señales filtradas en Matlab, donde se analizaban gráficamente y se obtuvieron los parámetros que habría que sacar para detectar los eventos.

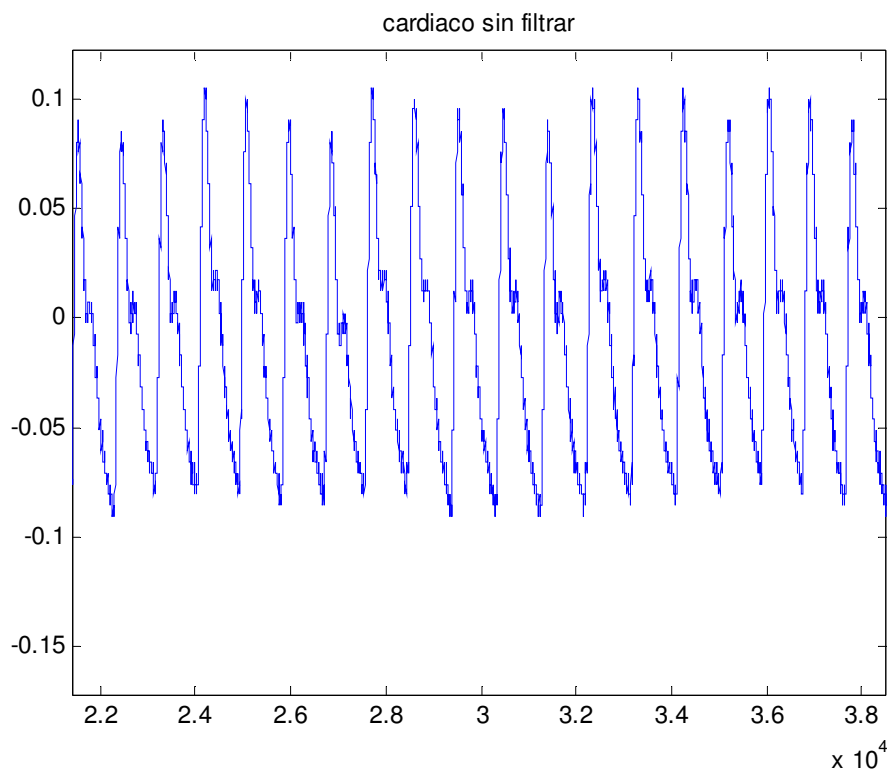


Figura 42: Señal Cardíaca antes de ser filtrada (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y – unidades arbitrarias-)

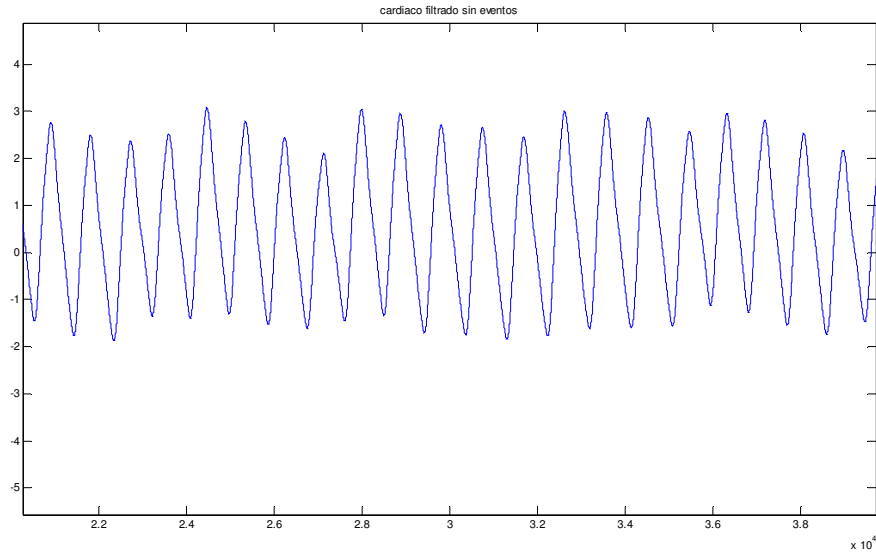


Figura 43: Señal cardíaca tras ser filtrada (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y – unidades arbitrarias-))

Dependiendo de cada señal (Pulso, respiración y Galvánica), se decidieron las variables relevantes y los eventos que habría que obtener. A continuación se muestran las variables y los eventos a detectar en tiempo real:

- Pulso:
 - Variables: Frecuencia cardíaca instantánea (simplemente se basa en el último y penúltimo latido), frecuencia cardíaca acumulada (se basa en los últimos 20 segundos para hacer una media de la frecuencia en ese intervalo), número de latidos.
 - Eventos: Latido (el evento que se quiere detectar en esta señal es un latido del corazón, y se registra tanto su máxima amplitud como el instante en el que se ha producido esa máxima amplitud).

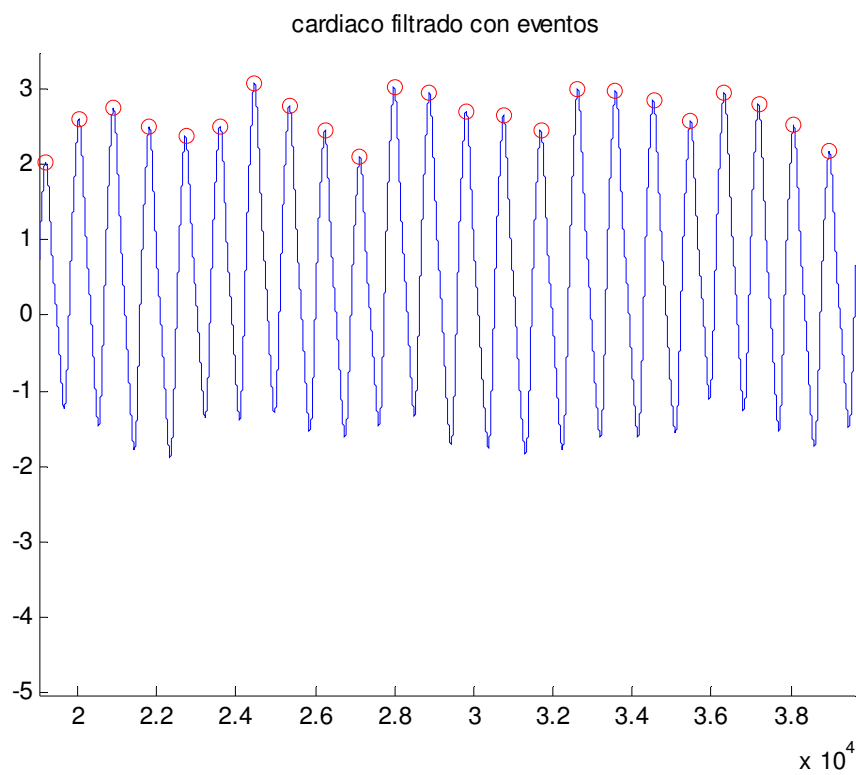


Figura 44: Señal cardiaca con latidos marcados (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y –unidades arbitrarias-)

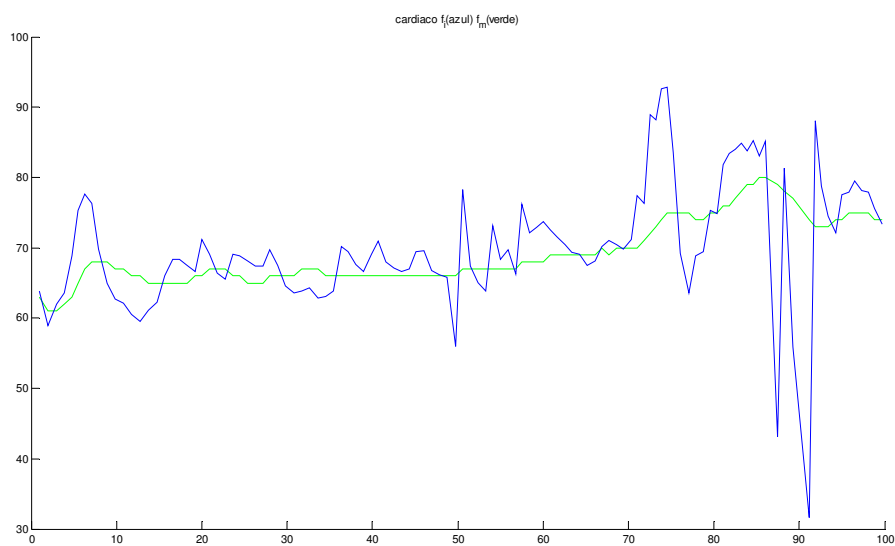


Figura 45: Frecuencia instantánea Vs Frecuencia media en cardiaca (Pulsaciones/minuto en eje y y segundos en eje x)

- Respiración:
 - Variables: Frecuencia respiratoria instantánea (simplemente se basa en la última y penúltima respiración), frecuencia respiratoria acumulada (se basa en los últimos 30 segundos para hacer una media de la frecuencia en ese intervalo), Número de respiraciones.
 - Eventos: El evento que se quiere detectar en esta señal es una respiración, y se registra tanto su máxima amplitud como el instante en el que se ha producido esa máxima amplitud.

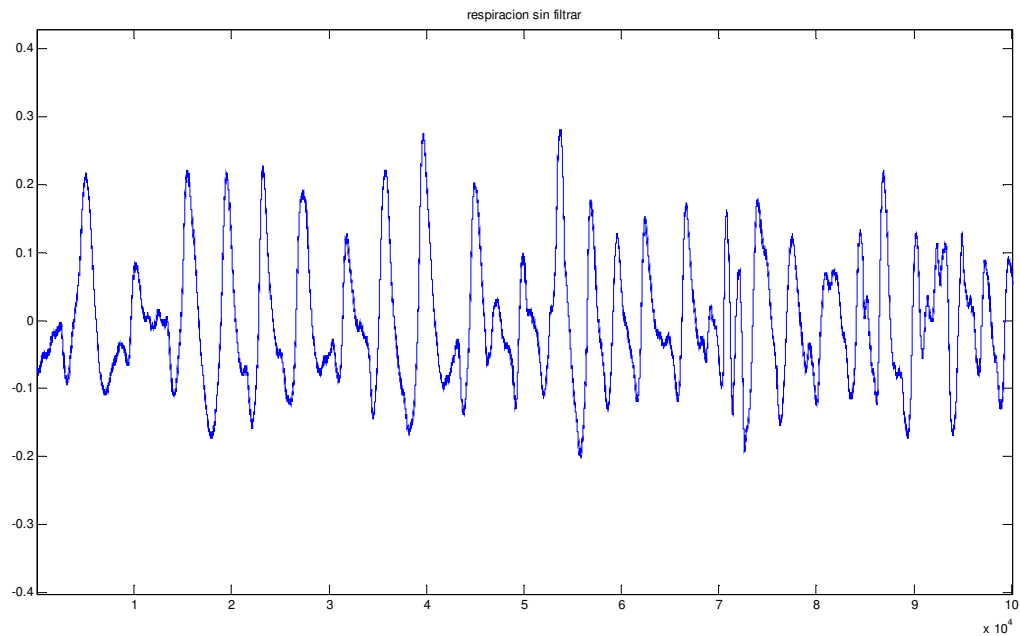


Figura 46: Señal respiratoria antes de ser filtrada (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y –unidades arbitrarias–)

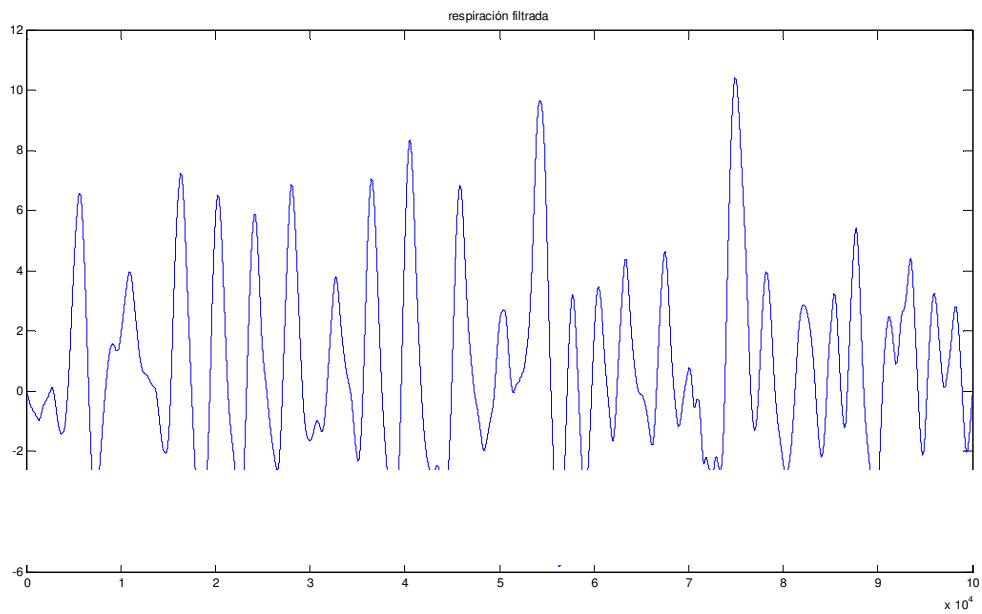


Figura 47: Señal respiratoria tras ser filtrada (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y – unidades arbitrarias-))

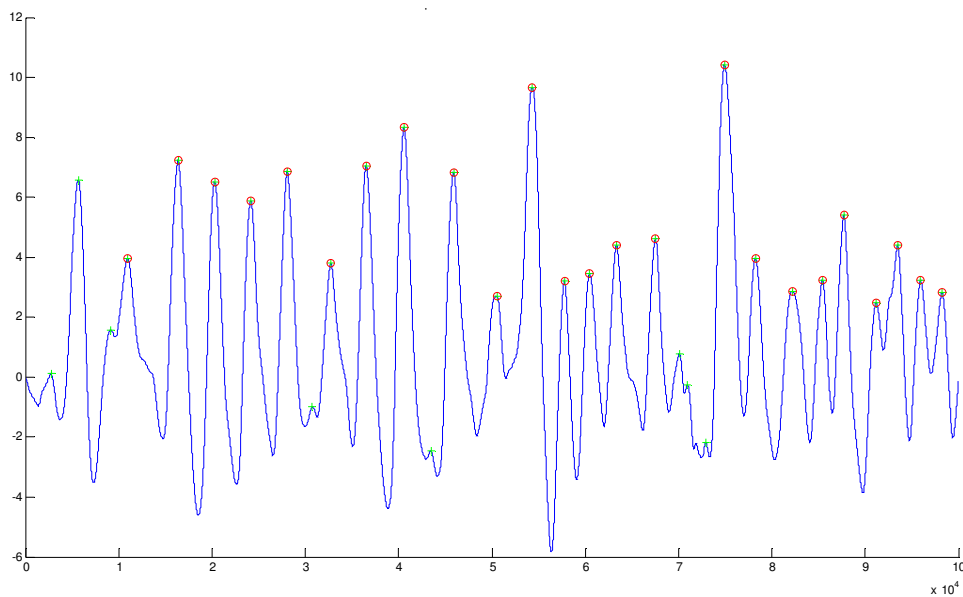


Figura 48: Señal respiratoria filtrada con eventos (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y –unidades arbitrarias-))

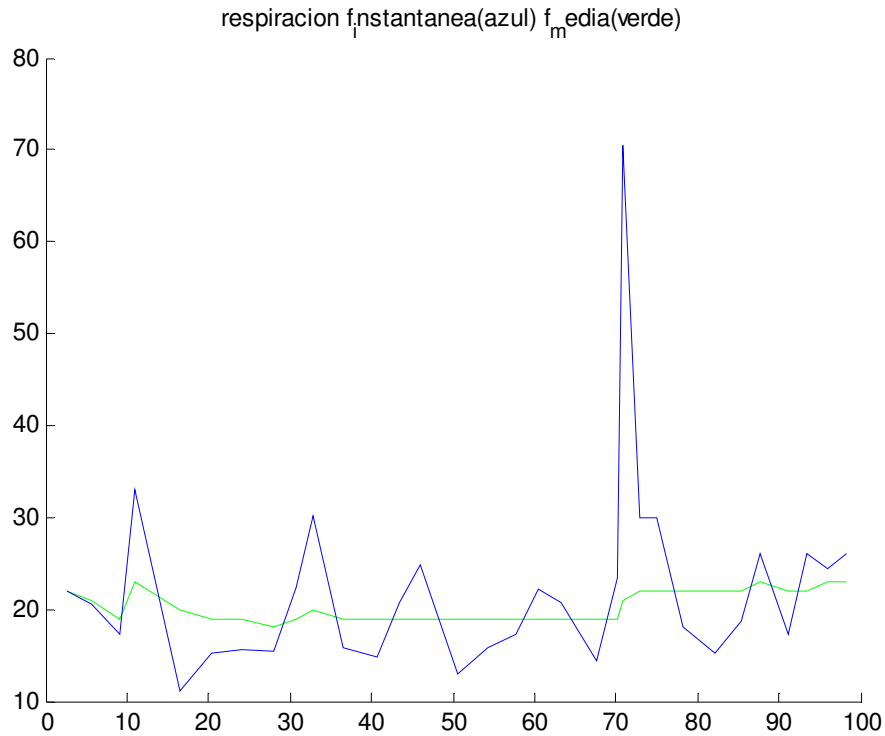


Figura 49: Frecuencia instantánea Vs Frecuencia media en respiratoria
(Respiraciones/minuto en eje y y segundos en eje x)

- Galvánico:
 - Variables: Amplitud de la señal, Picos máximos y mínimos de amplitud en la señal.
 - Eventos: Se detectan las tendencias de bajada seguidas de subida, lo que indicarían algún tipo de cambio emocional en el individuo analizado.

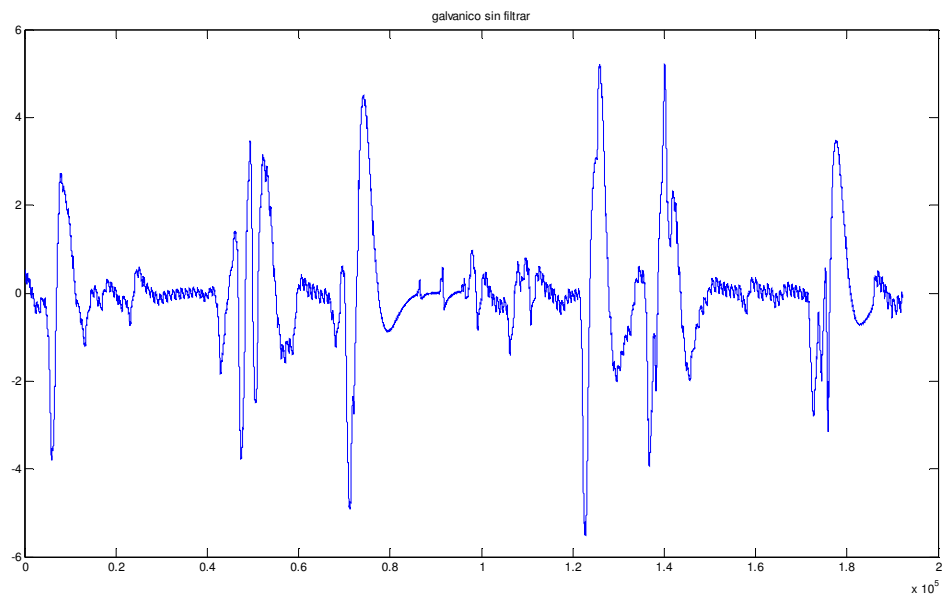


Figura 50: Señal galvánica antes de ser filtrada (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y – unidades arbitrarias-))

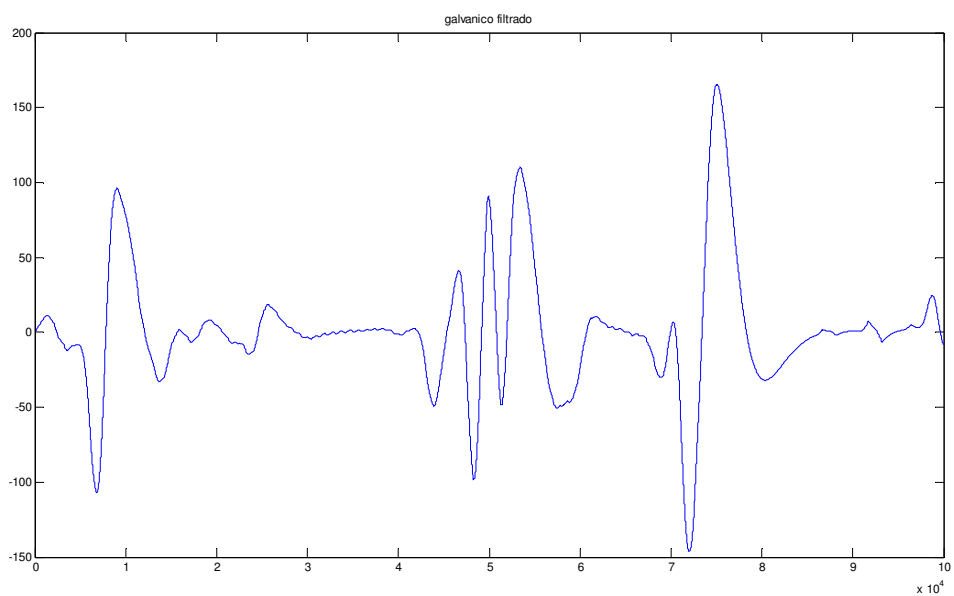


Figura 51: Señal galvánica tras ser filtrada (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y – unidades arbitrarias-))

A continuación se va a describir más detalladamente cómo se detectan los eventos y como se calculan las variables, para cada una de las tres señales que se analizan.

3.4.3.2.1 Señal Cardíaca

En esta señal las variables son totalmente dependientes de los eventos, ya que se basan en los latidos, que es el evento que se intenta detectar.

Para conseguir detectar los latidos del corazón, se ha utilizado una técnica que consiste en analizar la pendiente de la señal. La señal cardíaca tras ser filtrada, muestra un aspecto sinusoidal (Ver Figura: 43), que resulta bastante fácil de analizar, porque cada periodo es un latido. Por tanto se ha dividido el periodo en varias etapas, y cuando todas las etapas se han cumplido, un latido es registrado.

Las etapas son las tendencias de crecimiento o decrecimiento de la señal. El latido se registra cuando la señal está creciendo, y esta empieza de nuevo a decrecer, en ese punto se marca un latido. Se ha tenido que diseñar un sistema de histéresis (anti-rebote) por si existieran pequeños elementos de ruido que pudieran provocar un falso latido. Para ello se ha puesto una condición que impide realizar un cambio en el flag de “crecer”, sino se produce un descenso o una subida continua durante 175 muestras (lo que a una frecuencia de 1000Hz supone 0,175 segundos). Este valor se ha adaptado según se han analizado los resultados con uno u otro valor, ya que si se pone un valor de histéresis demasiado elevado, este provocará que no se detecte algún latido, y por lo contrario si se pone un valor de histéresis demasiado pequeño, éste no realizará su labor y seguiría detectando falsos latidos.

Una vez detectados los latidos, estos se marcan en la parte de mayor amplitud del periodo al que corresponde este latido, tal y como se puede ver en la Figura 44.

Cuando ocurre un latido, la frecuencia instantánea y la frecuencia acumulada se modifican con el nuevo valor. La frecuencia instantánea se calcula haciendo la inversa de la diferencia entre el tiempo en el que ha ocurrido el latido actual y el anterior latido. La frecuencia acumulada utiliza las frecuencias instantáneas de los últimos 20 latidos para calcular una frecuencia media de estos últimos 20 latidos. Esto nos sirve para que en caso de un fallo por perturbaciones en la señal, la frecuencia acumulada no se vea muy afectada. Por tanto, la frecuencia que vamos a utilizar y vamos a mostrar al usuario va a ser la frecuencia acumulada (Ver Figura 45).

3.4.3.2.2 Señal Respiratoria

La señal respiratoria se parece bastante a la cardíaca, solo que su periodo es mayor y al ser producto de un estímulo controlable por la voluntad del individuo analizado, puede tener mayores cambios que la señal cardíaca.

Tal y como se puede ver en la Figura 47, aunque la señal presenta una forma sinusoidal, esta tiene muchas alteraciones y cambios bruscos que resultan más difíciles de analizar que la señal cardíaca. Sin embargo se puede apreciar con relativa facilidad en la señal las respiraciones efectuadas por el individuo analizado. Aunque se ha utilizado la misma técnica que en la señal cardíaca, basada en el crecimiento o decrecimiento de la señal, se ha tenido que añadir un mayor número de condiciones para poder detectar una respiración completa con una cierta fiabilidad.

Una de las condiciones añadidas ha sido el añadir un umbral mínimo que hay que superar para que se considere una respiración, de esta manera se intenta eliminar falsos positivos provocados por movimientos del pecho. Este umbral se calcula durante los primeros 10 segundos de toma de muestras y es el resultado del valor máximo obtenido en la señal respiratoria, dividido entre 3. Tal y como se puede observar en la Figura 48, los eventos detectados se han marcado con una cruz verde (estos son sin la restricción del umbral o durante los primeros diez segundos de muestreo) y con un círculo rojo en caso de ser considerados respiraciones.

El cálculo de la frecuencia instantánea se realiza de la misma manera que para la señal cardíaca, actualizándose esta con cada respiración. Además, para el cálculo de la frecuencia respiratoria acumulada, se ha utilizado una ventana de 30 segundos, ya que si se utilizaban las últimas “x” respiraciones, esta frecuencia podría quedar falseada si el individuo analizado contenía la respiración durante un periodo de tiempo largo (ver Figura 49).

También se ha modificado el valor de la histéresis respecto al cardíaco, aumentando este hasta las 200 muestras, ya que la respiración tiene un periodo mayor y los rebotes pueden tener una mayor longitud en el tiempo.

3.4.3.2.3 Señal Galvánica

La señal galvánica presenta un comportamiento bastante distinto de la respiratoria o la cardiaca. Ya que era la primera vez que se observaba esta señal, se ha dedicado un tiempo a la observación de su comportamiento a través del estímulo-respuesta. De esta observación se sacaron una serie de conclusiones, la primera de ellas es que el sensor adquirido presentaba una inestabilidad bastante grande y había que estar ajustándolo continuamente para que presentara un funcionamiento estable. La segunda fue que cada vez que había una perturbación sensorial o emocional en el individuo, la señal representaba una caída suave y una fuerte subida unos segundos después de producirse el estímulo (Ver Figura 52).

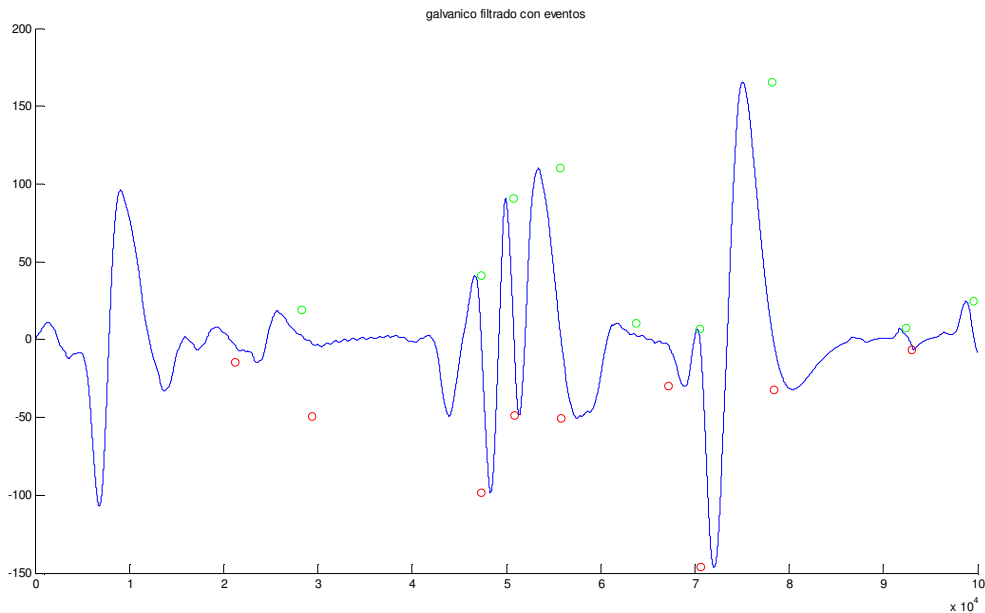


Figura 52: Señal galvánica filtrada con eventos (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y – unidades arbitrarias-))

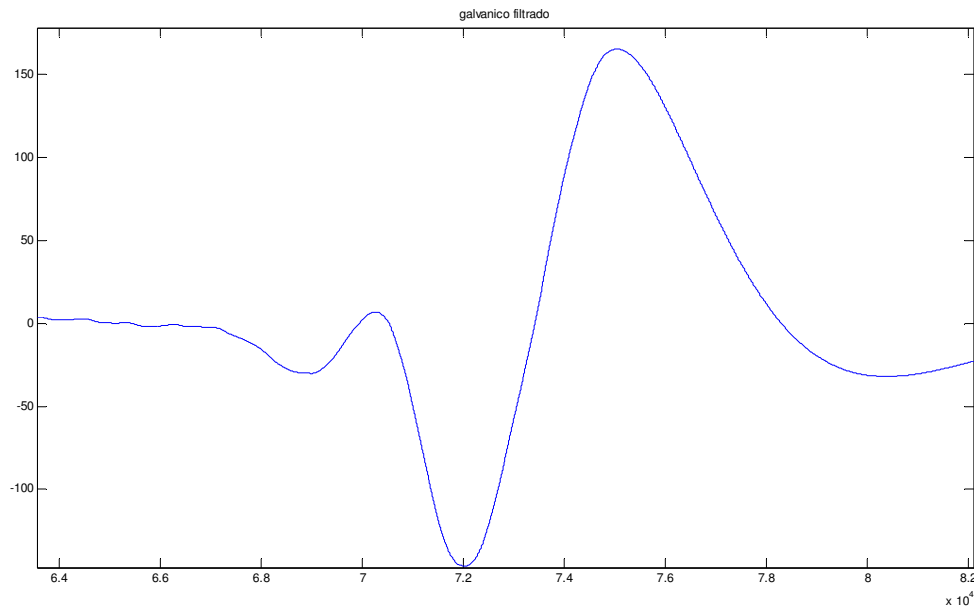


Figura 53: Forma del evento en la señal galvánica (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y – unidades arbitrarias-))

Para esta señal, no solo hay que registrar cuando se produce el evento, sino cuando este empieza y cuando acaba. Tal y como se puede observar en la Figura 52, el círculo rojo marca el inicio del evento y está situado con el valor de la mínima amplitud del evento, y el círculo verde marca el final del evento y está situado en el valor máximo de la amplitud dentro del evento.

A continuación se van a listar los principales métodos de detección utilizados para el evento en esta señal:

- Durante los primeros 20 segundos de muestreo, se calcula la media de la señal galvánica (es recomendable que el individuo esté relajado durante este periodo para facilitar la calibración). Esta media sirve para poder calcular el umbral que se usará para detectar los eventos, este umbral se ha fijado con un valor absoluto 35 veces mayor que la media obtenida durante esos primeros 20 segundos.
- La señal deberá descender primero por debajo del valor negativo del umbral fijado.
- Posteriormente deberá ascender hasta un valor positivo del umbral dividido entre 1,5.
- Finalmente deberá volver a rebasar el umbral/1,5 hacia abajo, esto se consideraría el fin del evento.
- También se finaliza el evento si han transcurrido más de seis segundos desde el inicio del evento. Esta medida se utiliza para evitar un posible bloqueo en una etapa de la detección de eventos para la señal galvánica.

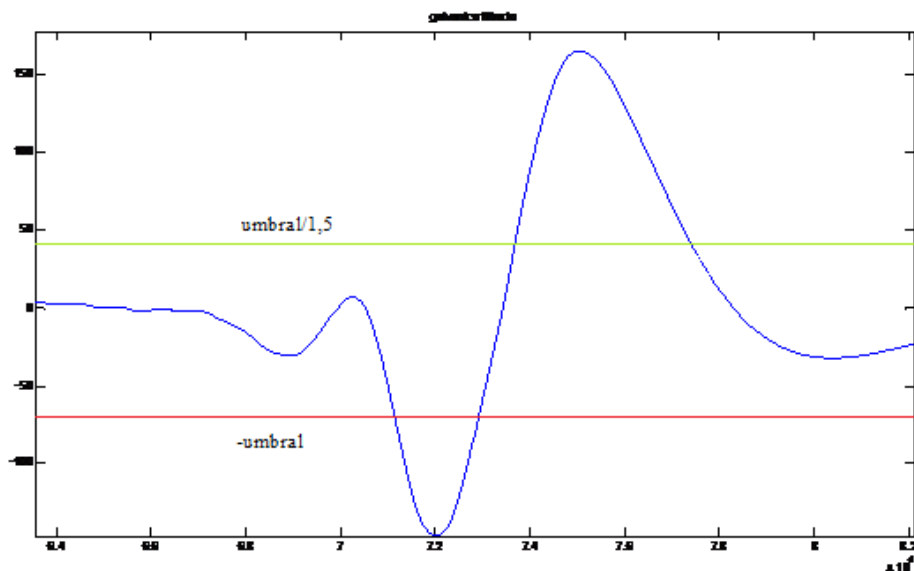


Figura 54: Umbrales detección de eventos en la señal galvánica (milisegundos en el eje x, sin unidad en el eje y –unidades arbitrarias-)

Para esta señal no se calculan frecuencias ya que es una información de poca relevancia para detectar algún cambio. El cambio se detecta con cada uno de los propios eventos que se ven en la señal.

3.4.3.3 *Interfaz Gráfica*

3.4.3.3.1 *Introducción Interfaz Gráfica*

Se ha elegido el lenguaje C++ para desarrollar la interfaz gráfica de este proyecto. Concretamente se ha elegido la librería QT, la cual incluye múltiples funciones desarrolladas en C++ y que permiten un desarrollo más automático de la interfaz gráfica a desarrollar.

La interfaz gráfica de usuario, conocida también como GUI (del inglés graphical user interface) utiliza un conjunto de imágenes y objetos gráficos para representar la información y acciones disponibles en la interfaz. Su principal uso consiste en proporcionar un entorno visual sencillo para permitir la comunicación con el sistema operativo de una máquina o computador. Es esta interfaz la que hará de feedback directo al usuario y apoyará mostrando información relevante de la señal biológica que se utiliza para el control. Por tanto influye en la toma de decisiones del usuario y su forma de actuar.

Qt es una biblioteca multiplataforma para desarrollar interfaces gráficas de usuario. Inicialmente Qt apareció como biblioteca desarrollada por Trolltech (en aquel momento «Quasar Technologies») en 1992 siguiendo un desarrollo basado en el código abierto, pero no completamente libre. Originalmente permitía desarrollo de software cerrado mediante la compra de una licencia comercial, o el desarrollo de software libre usando la licencia Free Qt. Esta última no era una licencia real de software libre dado que no permitía redistribuir versiones modificadas de Qt. Qt cuenta actualmente con un sistema de triple licencia: GPL v2/v3 para el desarrollo de software de código abierto y software libre, la licencia de pago QPL para el desarrollo de aplicaciones comerciales, y a partir de la versión 4.5 una licencia gratuita pensada para aplicaciones comerciales, LGPL.

3.4.3.3.2 Representación Gráfica de las señales

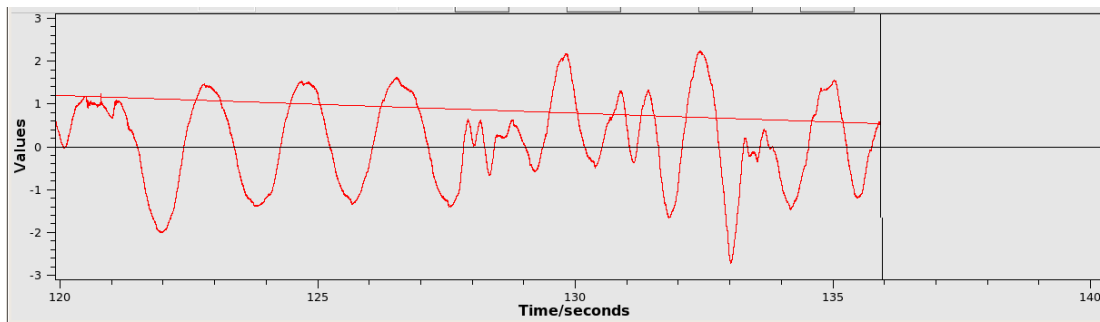
Se ha diseñado una interfaz gráfica de usuario (en adelante GUI), que muestra en directo las señales filtradas para que el usuario pueda ver la evolución de sus señales, y recibir estímulos adicionales que facilitan el delecteo.

Únicamente se muestra una de las tres señales, y se ha elegido la señal respiratoria como la señal a mostrar, ya que se trata de la señal con mayor relevancia y más manipulable a voluntad del usuario y la más significativa a la hora de realizar el control sobre la interfaz gráfica que permitirá al usuario realizar el delecteo.

El proceso para mostrar las señales a través de la GUI, comienza una vez se ha filtrado la nueva muestra llegada desde el Kernel. Se ha definido a través de la clase “QwtPlot”, una gráfica llamada DataPlot. Qt ofrece una multitud de herramientas a través de las funciones ligadas al constructor de gráficas “QwtPlot”.

A continuación se describen las funciones principales:

- alignScales(): Función que inicializa las variables de configuración de la gráfica.
- SetCurve(void): Función que indica de donde obtiene la gráfica los valores para los ejes x e y, además de indicar el tamaño de la ventana de la gráfica. El tamaño configurado es de 20.001 muestras, que ha una frecuencia de 1000 muestras segundos, equivale a 20 segundos.
- SetMarkers(void): Define el rectángulo que contendrá la gráfica.
- SetInitialData(void): Inicializa las variables globales utilizadas.
- SetAxis(void): Función que se encarga de poner etiquetas a los ejes de la gráfica.
- timerEvent(QTimerEvent *): Función que contiene el núcleo para la representación de los valores y que se inicializa con un trigger que salta cuando el sistema es capaz de asignarle recursos. Se le ha añadido una condición (PLOT_CONDITION) para que no represente cada muestra que recibe, sino que represente 1 de cada 35 muestras que llegan, de esta manera se evita ralentizar en exceso el sistema. También se configura el sistema para ir actualizando el eje x con cada iteración (una iteración son 20.001 muestras que equivalen a 20 segundos), ya que la línea de la gráfica va avanzando y cuando llega al final de la ventana, la ventana se desplaza 20 segundos hacia la derecha, para poder seguir mostrando la línea de la gráfica después de llegar al final de la ventana.



3.4.3.3.3 GUI

Se ha diseñado el sistema con dos ventanas, en una se muestra toda la información procesada y que puede resultar útil al usuario, y en la otra ventana se muestra el elemento a controlar por el usuario. A la primera ventana la vamos a llamar “*ventana principal*” y a la segunda ventana “*ventana cursor*”.

3.4.3.3.3.1 Ventana Principal

Esta ventana se ha diseñado para proporcionar al usuario la mayor ayuda posible para facilitar su toma de decisiones. De esta manera se genera un feedback de información entre el ordenador y el usuario.



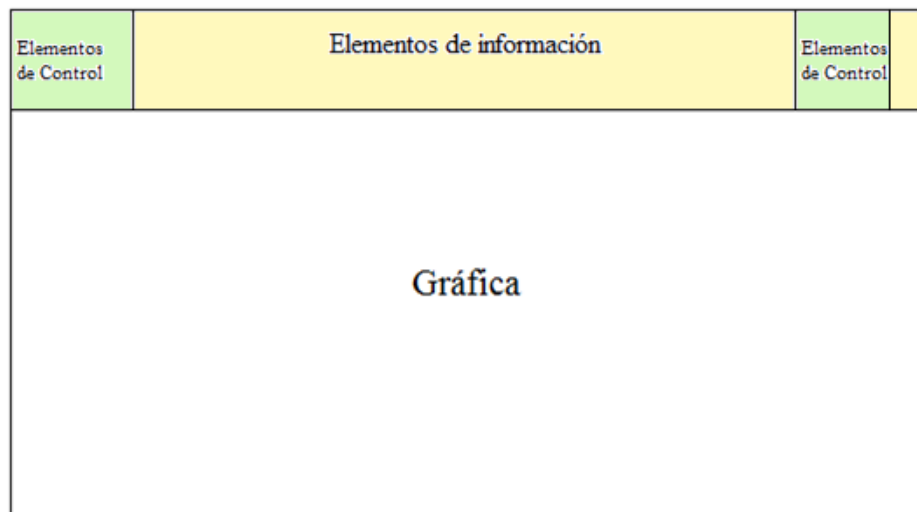
A continuación se listan y describen los diferentes elementos que componen la ventana principal:

- DataPlot: Se trata de la gráfica con la señal respiratoria filtrada, para una mayor descripción revisar el punto [Representación Gráfica de las señales](#).
- QToolBar: La clase QToolBar ofrece un panel móvil que contiene un conjunto de controles.
 - ToolBar: es la barra de herramientas horizontal que se ha colocado en la parte superior de la ventana y que contiene los “widgets”.
- QHBoxLayout: Se trata de un elemento que permite insertar otros elementos de diseño horizontal en su interior.
 - Layout: Se ha colocado dentro de “ToolBar” para permitir insertar elementos alineados de manera horizontal en la parte superior de la ventana principal.
- QLCDNumber: Los widget QLCDNumber muestran un número con dígitos en formato LCD. Se puede mostrar un número de cualquier tamaño. Puede mostrar los números en formato decimal, hexadecimal, octal o binario. Es fácil conectarse a fuentes de datos usando la función “Display()”.
 - Lcd: Muestra la frecuencia acumulada cardiaca y se conecta a la fuente de datos a través de la señal “signalFChange”, además a través de la señal “heartbeat” cambia el formato de los números mostrados con cada latido, provocando un contraste con cada latido para facilitar una información extra.
 - Lcdr: Muestra la frecuencia acumulada respiratoria y se conecta a la fuente de datos a través de la señal “signalFrChange”, además a través de la señal “signalRespiracion” cambia el formato de los números mostrados con cada respiración detectada, provocando un contraste con cada respiración para facilitar una información extra al usuario.
- QLabel: Los widget “QLabel” proporcionan una etiqueta para mostrar texto o imagen. No se trata de un elemento que proporcione interacción con el usuario, simplemente muestra un tipo de información. El aspecto visual de la etiqueta se puede configurar de varias maneras. Un QLabel puede contener cualquiera de los siguientes tipos de información: Plain text, Rich text, un pixmap, un movie, un número, Nada. Se ha utilizado principalmente para facilitar al usuario la identificación de otros widgets.
 - Module: Indica la caja que contiene el tipo de modulo cargado (este elemento no se muestra en la versión final debido a no aportar ninguna utilidad al usuario).
 - Frequency: Indica la caja que contiene la frecuencia a la que se está trabajando.
 - Freqcardiaca: Indica la caja que contiene la frecuencia acumulada cardiaca.
 - Freqresp: Indica la caja que contiene la frecuencia acumulada respiratoria.

- Letra: Indica la última letra que se ha seleccionado (se verá más detalladamente en la siguiente sección).
 - Resp: Indica la caja que muestra si el evento respiratorio está activado.
 - Card: Indica la caja que muestra si el evento cardiaco está activado.
- QPushButton: Los widget QPushButton proporciona un botón para activar comandos. El botón pulsador o botón de comando, es tal vez el widget más comúnmente usado en cualquier interfaz gráfica de usuario. Pulsar (click) en un interruptor de comando del ordenador para realizar alguna acción, o para responder a una pregunta. Botones típicos son Aceptar, Aplicar, Cancelar, Cerrar, Sí, No y Ayuda. Los “Push Button” pueden mostrar una etiqueta de texto o un pixmap, e incluso un pequeño icono. En algún caso no se ha utilizado más que para mostrar un pixmap que cambia según las acciones que ocurran.
 - Stop: Este botón está conectado a una señal “signalStop” que al ser activada provoca que el sistema se detenga y deje de adquirir muestras.
 - Play: Este botón está conectado a una señal “signalPlay” que al ser activada provoca que si el sistema se encontraba parado, este vuelva a activarse.
 - Evento: En este botón, su evento “click” no está asociado a ninguna acción, pero la imagen que muestra depende de las señales “iluminaMensaje” y “ApagaMensaje”. “IluminaMensaje” muestra el símbolo “Y”, que indica que ese eje está activado (más información en la próxima sección), mientras que “ApagaMensaje” muestra el símbolo “X”, que indica que ese eje está activado.
 - EventoCard: En este botón, su evento “click” no está asociado a ninguna acción, pero la imagen que muestra depende de las señales “iluminaCard” y “ApagaCard”. “IluminaCard” muestra una bombilla encendida, que indica que el evento cardiaco del observador dinámico está activado (más información en la próxima sección), mientras que “ApagaCard” muestra una bombilla apagada, que indica que el evento cardiaco del observador dinámico se encuentra apagado.
 - EventoResp: En este botón, su evento “click” no está asociado a ninguna acción, pero la imagen que muestra depende de las señales “iluminaResp” y “ApagaResp”. “IluminaResp” muestra una bombilla encendida, que indica que el evento Respiratorio del observador dinámico está activado (Más información en la próxima sección), mientras que “ApagaResp” muestra una bombilla apagada, que indica que el evento respiratorio del observador dinámico se encuentra apagado.
 - Encendido: En este botón, su evento “click” no está asociado a ninguna acción, pero la imagen que muestra depende de la señal “Signalrestado”. “Signalrestado” muestra un LED de color verde, que indica que el sistema

se encuentra listo para empezar a funcionar con normalidad tras el proceso de calibrado.

- Estimulo: En este botón, su evento “click” no está asociado a ninguna acción, se utiliza para mostrar al usuario cuando es el momento óptimo de realizar la acción que active el evento. Las señales que cambian la imagen de este botón son “signalApagaAviso” y “signalEnciendeAviso”.
- QComboBox: Este elemento provee la forma de presentar al usuario una lista de elementos seleccionables en el mínimo espacio posible. Al pinchar sobre él, despliega una lista de elementos, de la cual se puede seleccionar el que el usuario desee.
 - ModuleSelector: Este elemento muestra tres opciones, las cuales son los tres tipos de módulos que se pueden cargar, aunque actualmente únicamente funcionan los módulos test e instruction, el command no está habilitado.
- QSpinBox: Este elemento permite cambiar el valor reflejado, mediante las flechas situadas a un lado del elemento, o introduciendo directamente el valor en el recuadro. Cada vez que el valor cambia, se lanza una señal que permite actualizar este valor al sistema.
 - frequencyBox: Se ha introducido este elemento para poder variar la frecuencia de muestreo del sistema. Pero no es recomendable modificarlo, ya que los elementos de procesamiento de la señal están especialmente configurados para una frecuencia de operación de 1000 Hz.



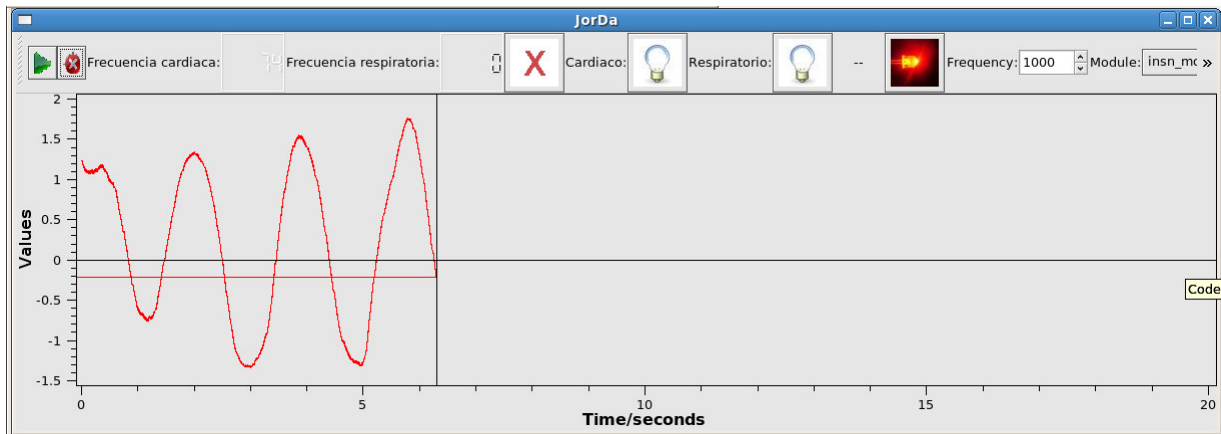
Todos los elementos descritos arriba se situarían de la siguiente forma:

Para facilitar la comprensión de la relación Señal-Acción, se ha creado la siguiente tabla:

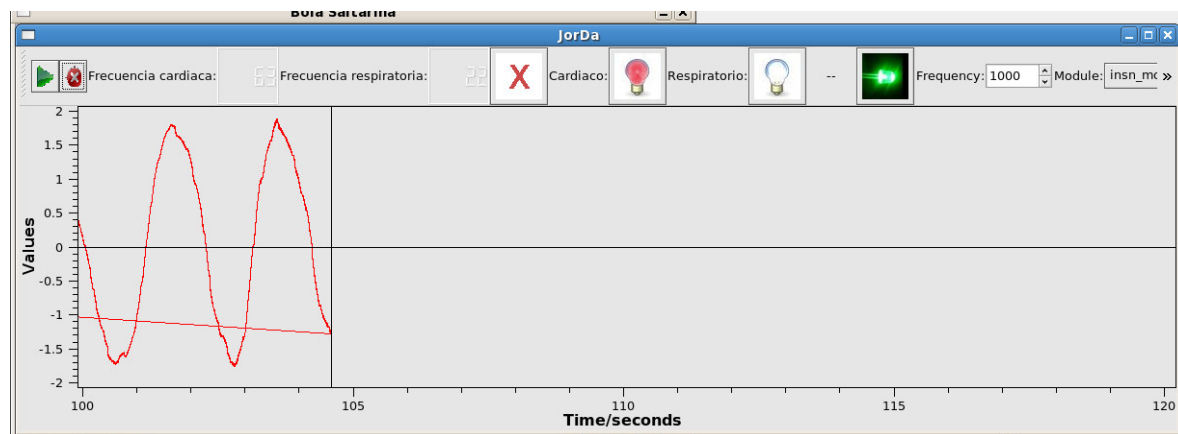
Señal	Datos Enviados	Descripción	Descripción Datos Enviados	Destino
signalFChange	floor(frec_acum), estado	Se emite cuando ocurre un cambio en el valor de la frecuencia cardiaca acumulada	Nueva frecuencia cardiaca acumulada (redondeada sin decimales), estado(sin uso)	Display LCD
signalFrChange	frecr_acum	Se emite en cada iteración	Frecuencia respiratoria acumulada actual	Display Lcdr
heartbeat	latido%2	Se emite con cada latido detectado	Se envia si el latido es par o impar, para cambiar el formato numérico del lcd con cada latido	changeLcd
inicioEvento	-	Se emite cuando se detecta un evento en el observador dinámico.	-	iluminaMensaje
finEvento	-	Se emite cuando se detecta el fin de un evento en el observador dinámico.	-	ApagaMensaje
signalRespiracion	respiracion%2	Se emite con cada respiración detectada	Se envia si la respiración es par o impar, para cambiar el formato numérico del lcd con cada respiración	changeLcdr
ApagaResp	-	Se emite cuando el observador dinámico da por terminado el periodo de evento detectado en la respiración	-	ApagaResp
IluminaResp	-	Se emite cuando el observador dinámico empieza el periodo de evento detectado en la respiración	-	IluminaResp
ApagaCard	-	Se emite cuando el observador dinámico da por terminado el periodo de evento detectado en el pulso	-	ApagaCard
signalStop	-	Se emite cuando se hace click en el botón Stop, esto para el sistema.	-	S()
signalPlay	-	Se emite cuando se hace click en el botón Play, esto arranca el sistema si este estaba parado.	-	P()
Salida	-	Se emite cuando el usuario selecciona Salir en la Ventan del cursor	-	Quit()
IluminaCard	-	Se emite cuando el observador dinámico empieza el periodo de evento detectado en el pulso	-	IluminaCard
Signalrestado	restado,estado	Se emite cuando pasan los 20 segundos de calibración, he ilumina un led indicando al usuario que puede empezar a trabajar en modo operativo	Sin Uso	ActivaMensaje

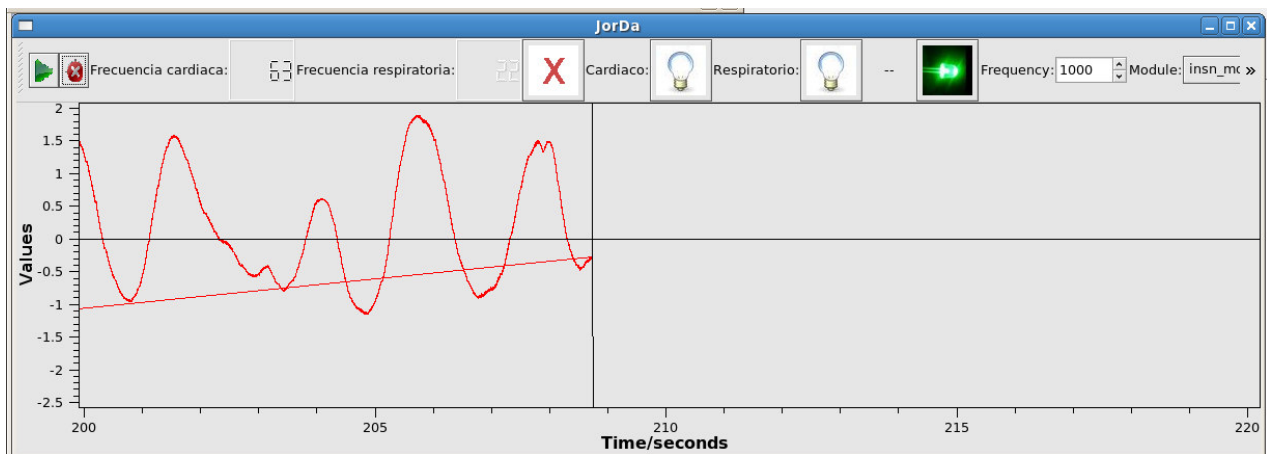
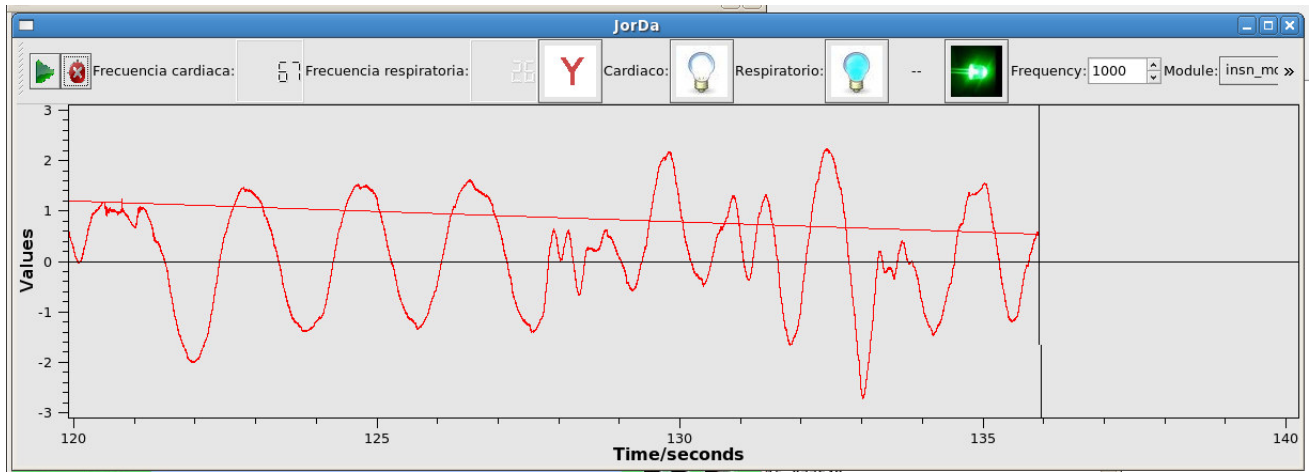
Tabla 1: Relación Señal-Acción

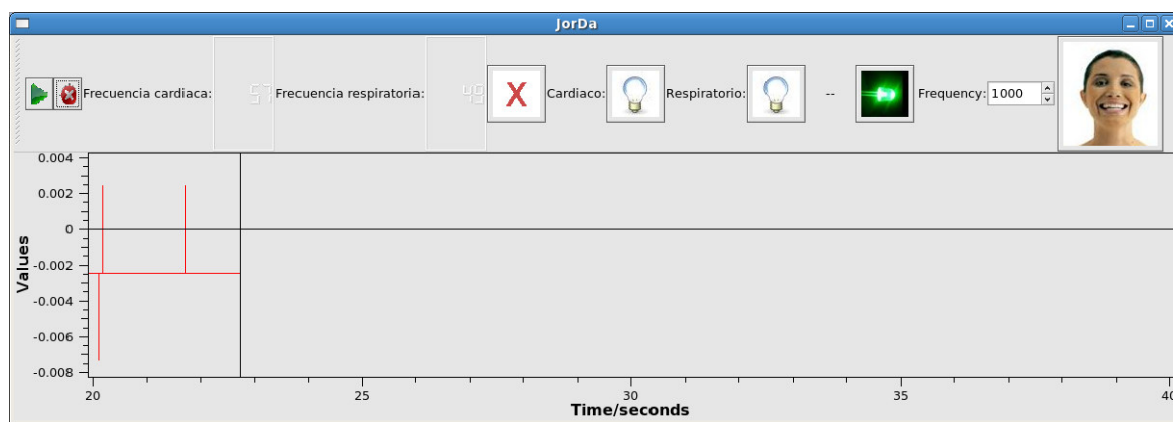
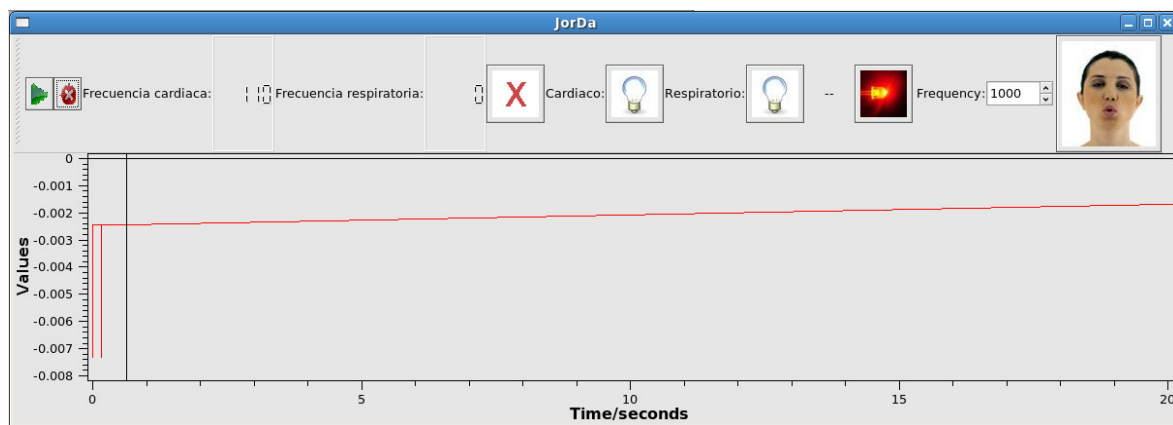
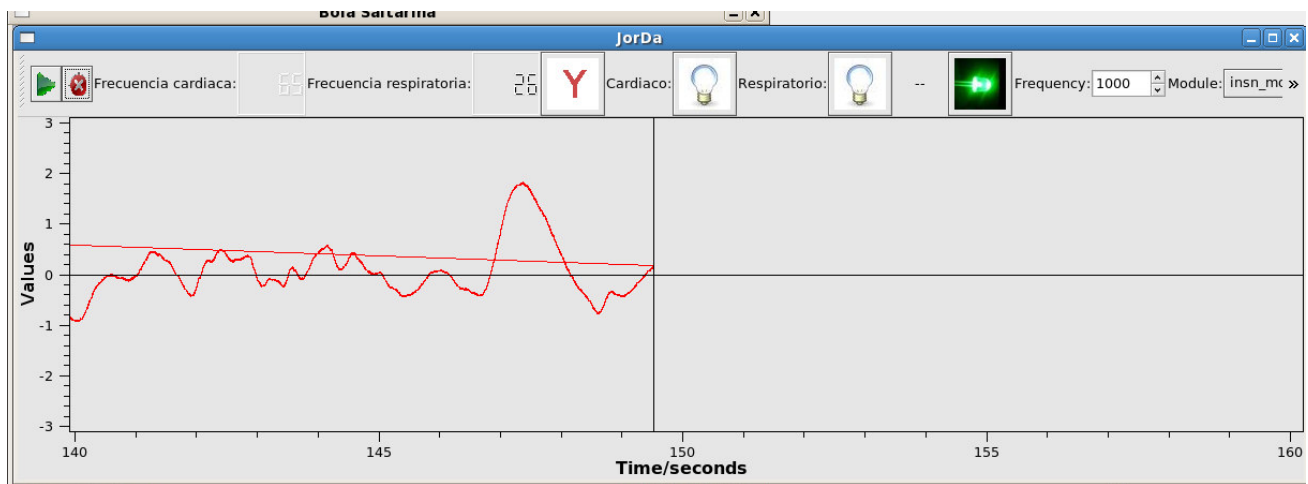
A continuación se muestran varios ejemplos de la ventana principal funcionando en el diseño final:



18







3.4.3.3.2 Ventana Cursor

En esta ventana es donde se va a mostrar al usuario el elemento que tendrá que controlar. Este elemento se trata de una bola que hace de cursor, la cual se desplazara a través del eje x o del y para alcanzar el objetivo que desee el usuario, los cuales son letras. Para seleccionarlás, simplemente valdrá con pasar el cursor por encima del área que ocupa la letra.

Se ha diseñado una sencilla función que define el motor físico de la bola y mantiene unas coordenadas para saber si la bola ha llegado a su objetivo. Además se ha realizado una colocación de las letras según un patrón lógico basado en la utilización de estas en el idioma Español.

- **Diseño gráfico:** El diseño de la ventana del cursor se destaca por su sencillez, y únicamente contiene los elementos seleccionables y el propio cursor. De esta manera se ha separado en dos ventanas por una parte todos los elementos de apoyo y por otra de la propia interfaz que se va a controlar. A continuación se describirán los diferentes elementos que componen esta ventana:
 - **QTIMER:** Se trata de una clase que provee señales de tiempo y disparadores de eventos. Se le asigna un periodo a través de la función “START” (el tiempo se indica en ms, se ha utilizado 10 ms de periodo) y se conecta la señal que emite cada vez que finaliza un periodo “TimeOut”, con el SLOT que quieras que se inicie. En este proyecto se ha utilizado para arrancar la función BolaObjetivo(), la cual comprueba si la bola ha alcanzado algún objetivo.
 - **QMainWindow:** Se trata de la clase que se ha empleado junto con la clase QCanvas, para crear una nueva ventana e insertar en su interior una imagen diseñada, de fondo de pantalla.
 - **QPushButton:** Se ha utilizado esta clase, la cual ya se ha descrito en el anterior apartado ([Ventana Principal](#)), para insertar un botón “QUIT” que permita finalizar la aplicación al usuario, cuando este lo desee.
 - **BALL:** Este elemento es el más complejo, y se ha creado específicamente esta clase para satisfacer las necesidades de este proyecto. Simplemente se inicializa con una velocidad, una posición, y una imagen que mostrara. La imagen seleccionada para representar a este “Cursor” es una bola de billar con el número 8. Se detallará más en profundidad los aspectos físicos del movimiento de este elemento.
- **Diseño motor físico:** El motor que permite un desplazamiento visual de la bola por la pantalla está programado en las funciones Ball y advance, las cuales pueden ser fácilmente modificadas para añadir elementos como la gravedad o la resistencia del aire, e incluso el rebote en los bordes de la ventana. Sin embargo, para facilitar el

uso y el aprendizaje inicial de este sistema, se ha decidido eliminar cualquier otro elemento que influya en el desplazamiento de la bola por la ventana, y únicamente se ha dejado la función que desplaza el elemento una posición (Velocidad X/Y) a la posición anterior. La bola se recarga al mismo tiempo que la función, ya estudiada, Data_plot adquiere nuevos datos.

- **Diseño Alfabeto:** Se han diseñado cinco mapas de píxeles, para ser utilizados como imagen de fondo de la ventana cursor. Estos mapas de píxeles han sido diseñados siguiendo un criterio que facilitase al usuario la utilización de este sistema, aumentando paralelamente la eficiencia de este. El diseño final de esta ventana es presentar al usuario una gama de caracteres pertenecientes al alfabeto español, de tal manera que el usuario pueda seleccionar el que sea su objetivo. A continuación se muestran los datos utilizados para realizar una distribución de los caracteres de una manera lo más eficiente posible.

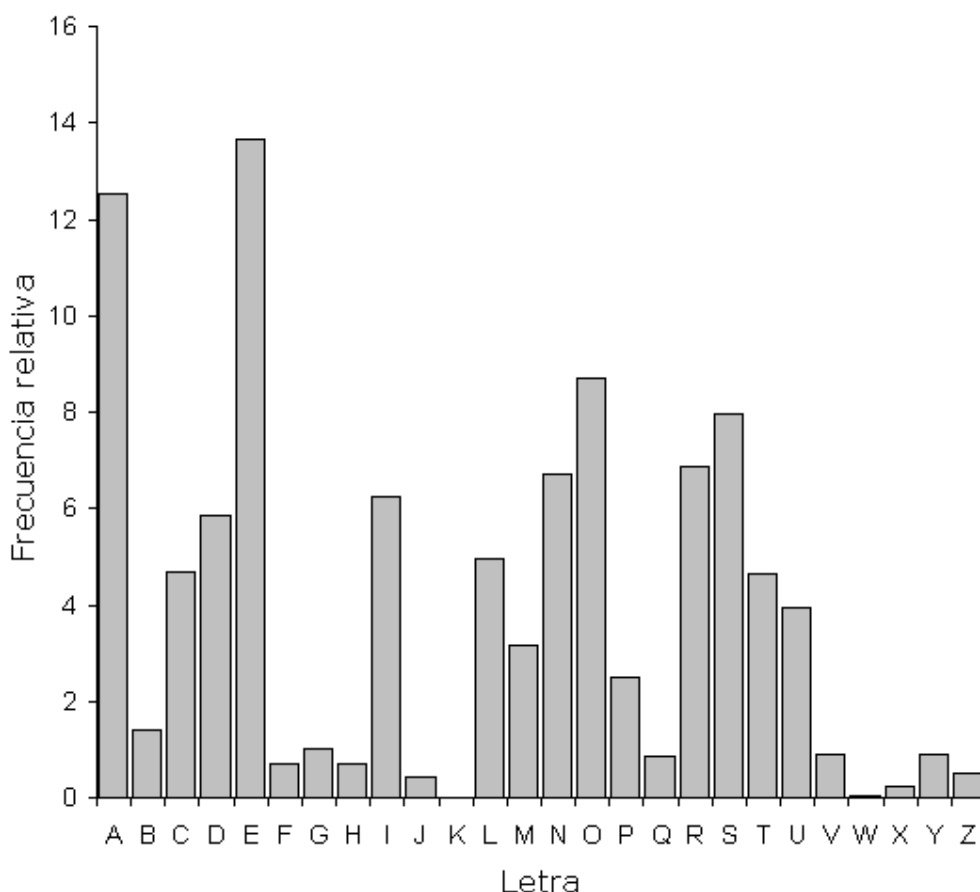
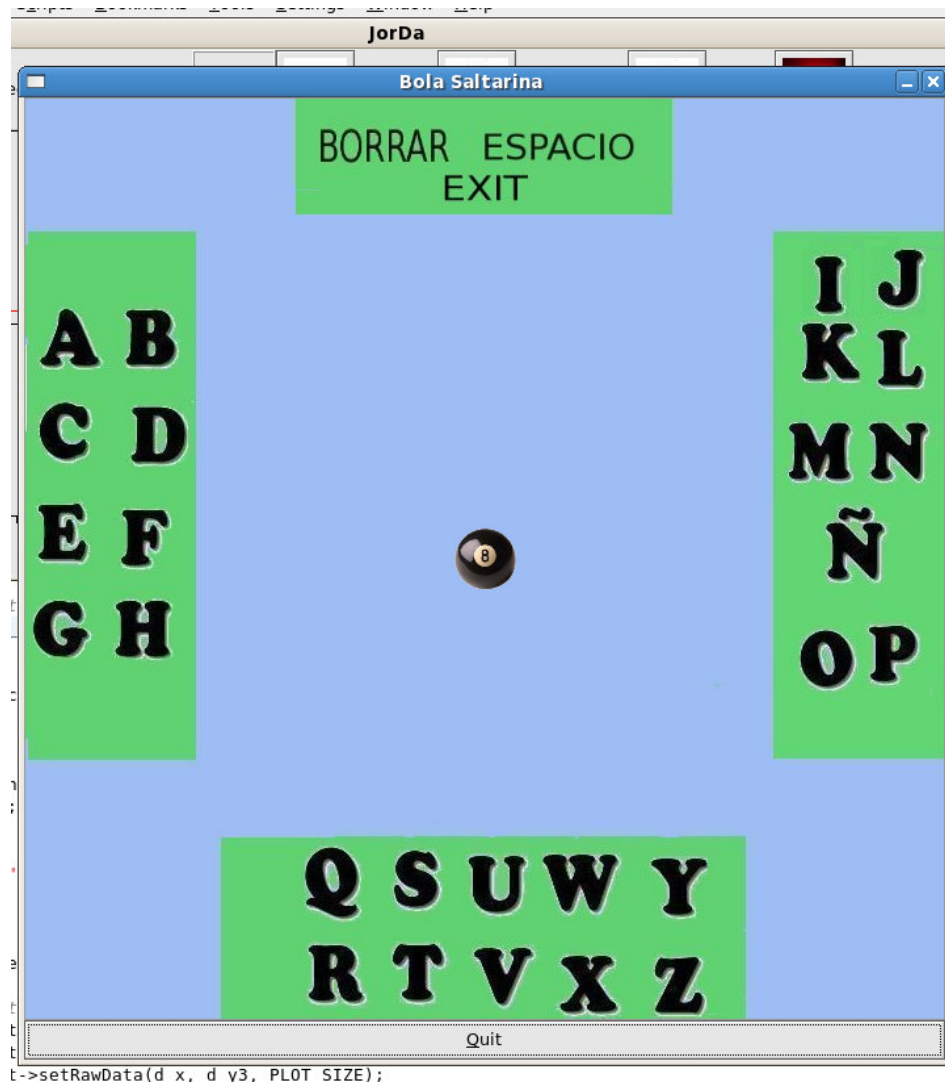


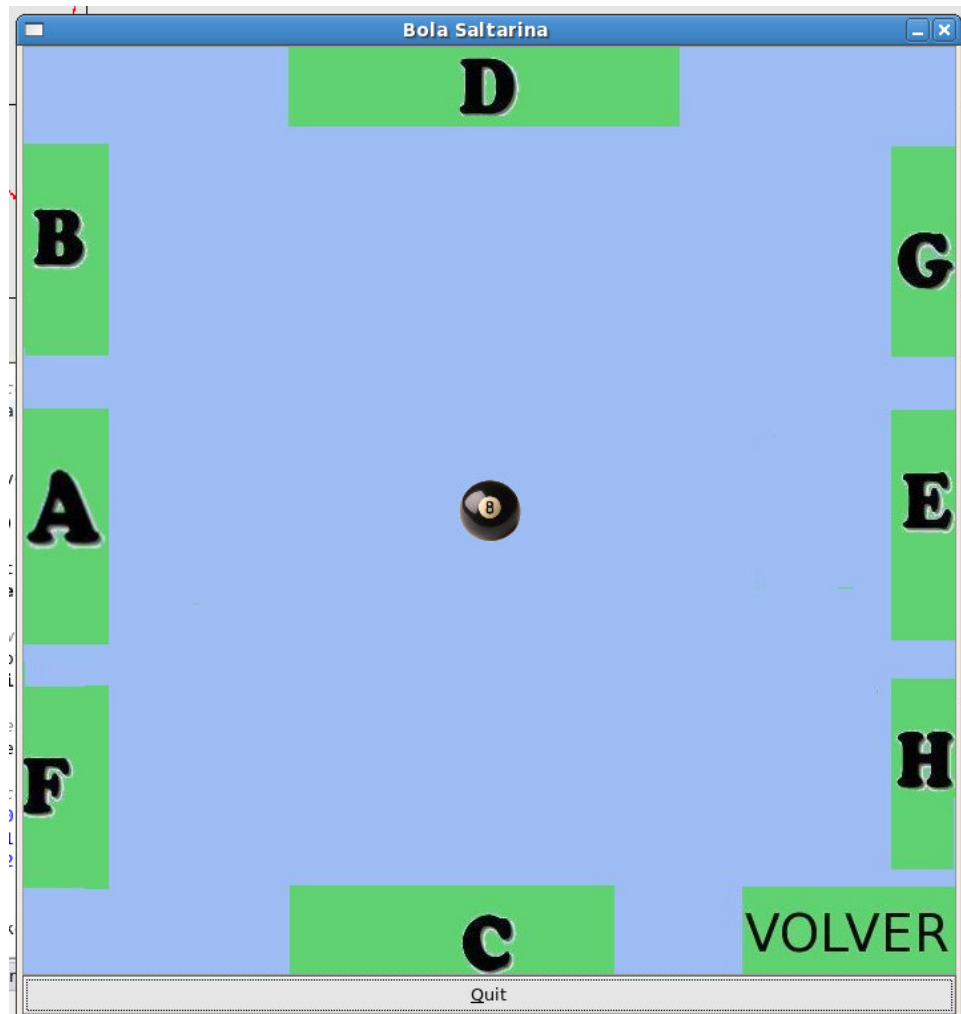
Figura 65: Porcentaje de uso medio de las letras en el alfabeto Español

Tal y como se puede ver en la “Figura 65” hay ciertas letras que destacan sobre el resto en su porcentaje de utilización, como la E y la A.

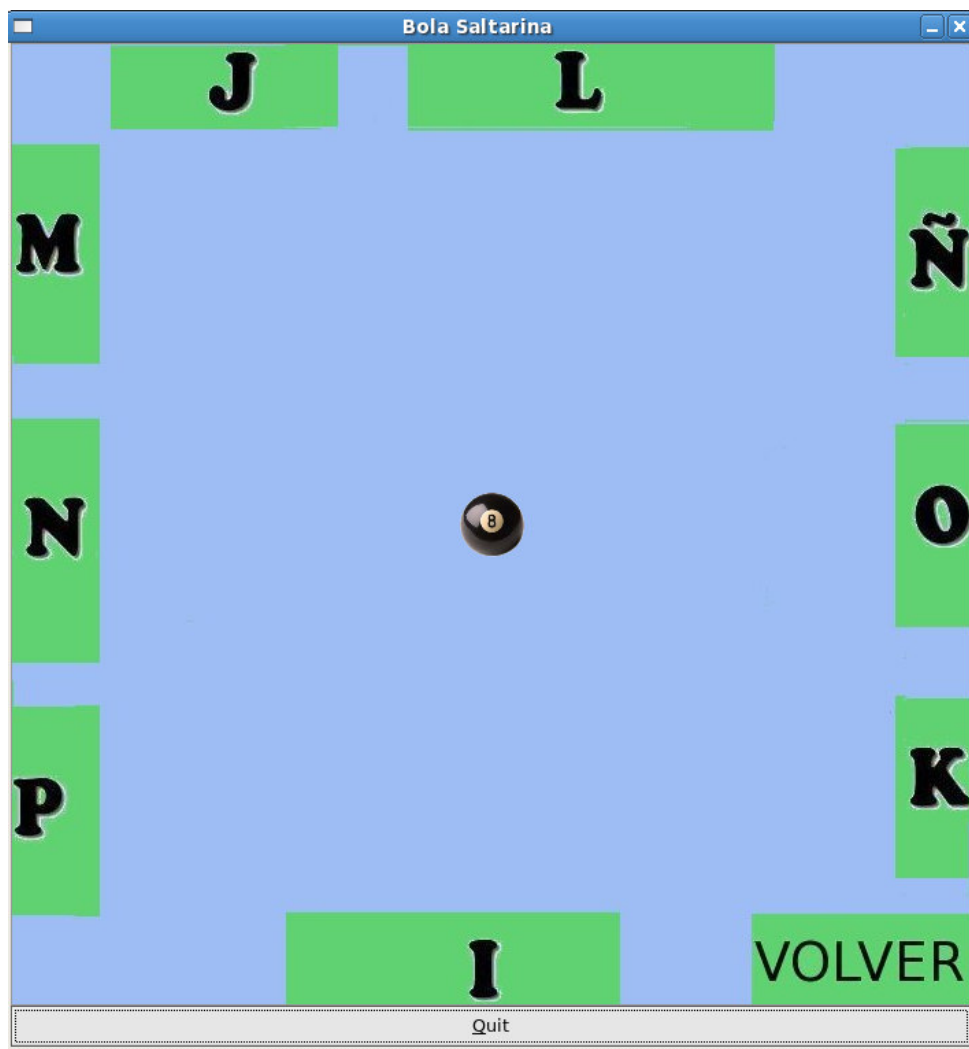
En la pantalla inicial simplemente se han agrupado las letras del alfabeto en 3 grupos, los cuales se han separado siguiendo simplemente el orden del alfabeto. Además hay otro grupo que incluye el espacio, borrar y salir del programa (Ver figura 66).



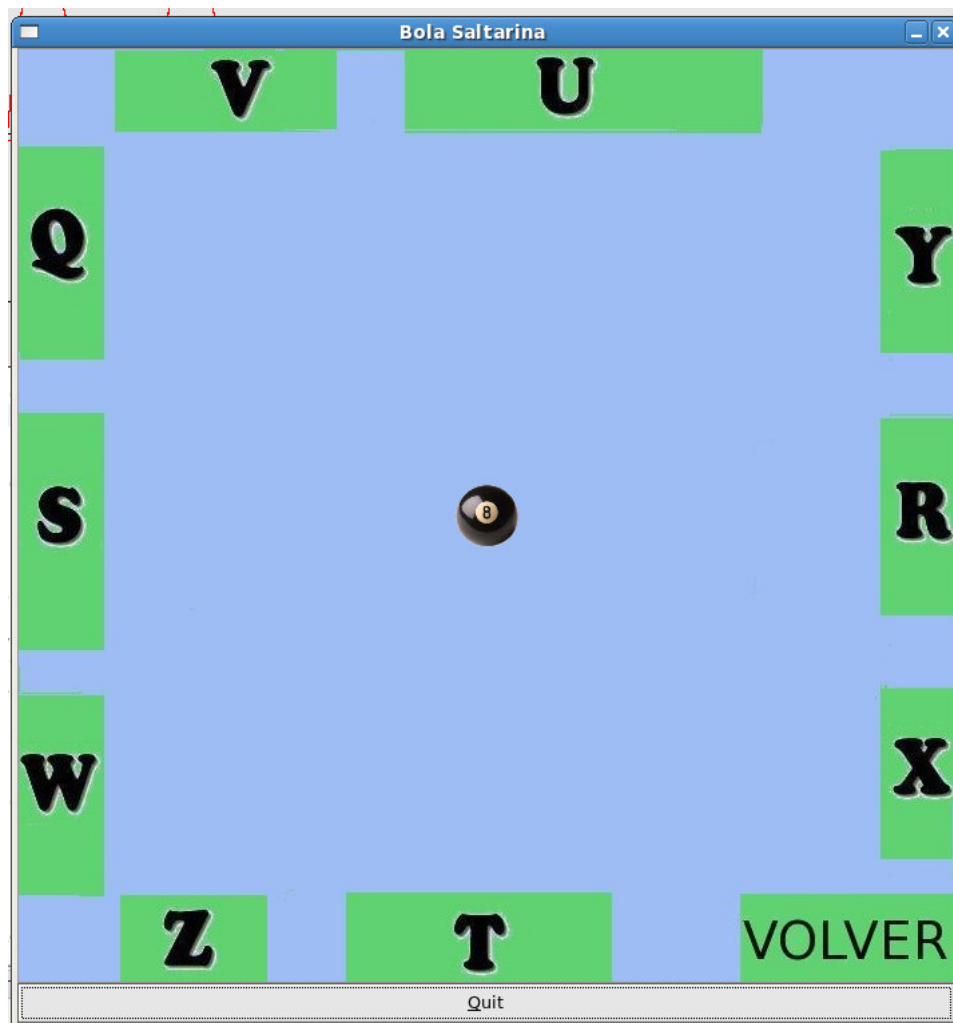
Dentro de cada bloque de letras se ha creado un nuevo mapa de pixeles que se despliega en cuanto el usuario sitúa la bola sobre la zona de color verde del bloque seleccionado.



Se puede ver en la Figura 67 como se han colocado las letras A, E, C y D de tal manera que únicamente haya que mover la bola por los ejes principales sin tener que cambiar de dirección en múltiples ocasiones.



En la figura 68, las letras más fáciles de alcanzar son I, L, O y N, además hay que destacar que los objetivos se alcanzan cuando la bola se sitúa en algún pixel verde. Para que el sistema localice los diferentes elementos, se han mapeado con un editor de imágenes, tomando medidas y describiéndolas en el programa para que el sistema pueda detectar si la bola ha alcanzado algún objetivo.



En la Figura 69 se puede ver el despliegue de las letras Q-Z, de tal manera que las letras más fáciles de alcanzar son la R, S, T y U, las cuales tienen el mayor índice de uso dentro de este grupo de letras.

Se puede ver que en todas las pantallas de despliegue de letras, existe la opción de Volver, por si el usuario se equivocara.



En la Figura 70, se puede ver las tres opciones extra que se han añadido, todas son fáciles de alcanzar ya que ocupan un gran espacio en la pantalla. Estas opciones serían: Borrar, Espacio y Salir del programa.

3.4.3.4 Observador dinámico

El observador dinámico diseñado es un sistema capaz de analizar los datos de las diferentes señales de entrada y tomar decisiones en función de varios parámetros que resultan en estímulos informativos útiles para la funcionalidad de la interfaz.

A continuación se muestra un flujograma resumido del comportamiento del observador dinámico diseñado.

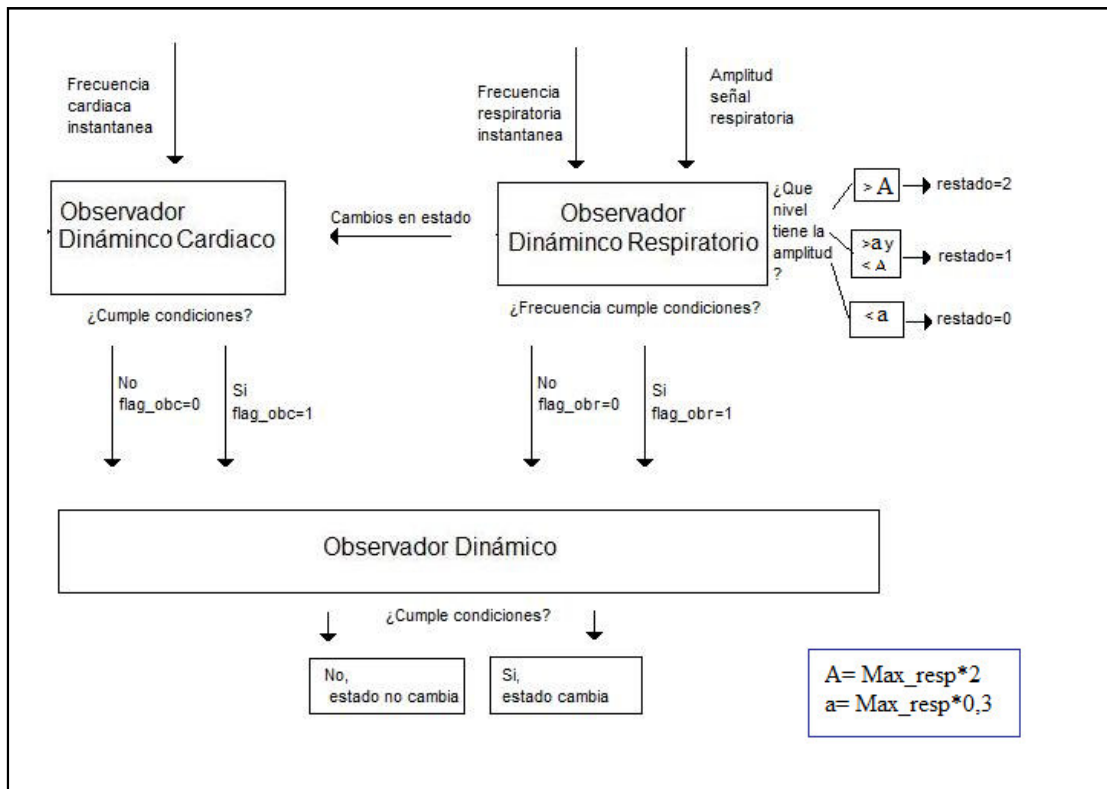


Figura 71: Flujograma observador dinámico

Tal y como se puede observar en la figura 71, la entrada del observador dinámico consiste en las frecuencias instantáneas cardíacas y respiratorias, así como la amplitud de la señal respiratoria. Además se ha dividido el observador dinámico en tres bloques/funciones, para facilitar la comprensión de este y delimitar de una mejor forma, las funciones a desempeñar por cada uno.

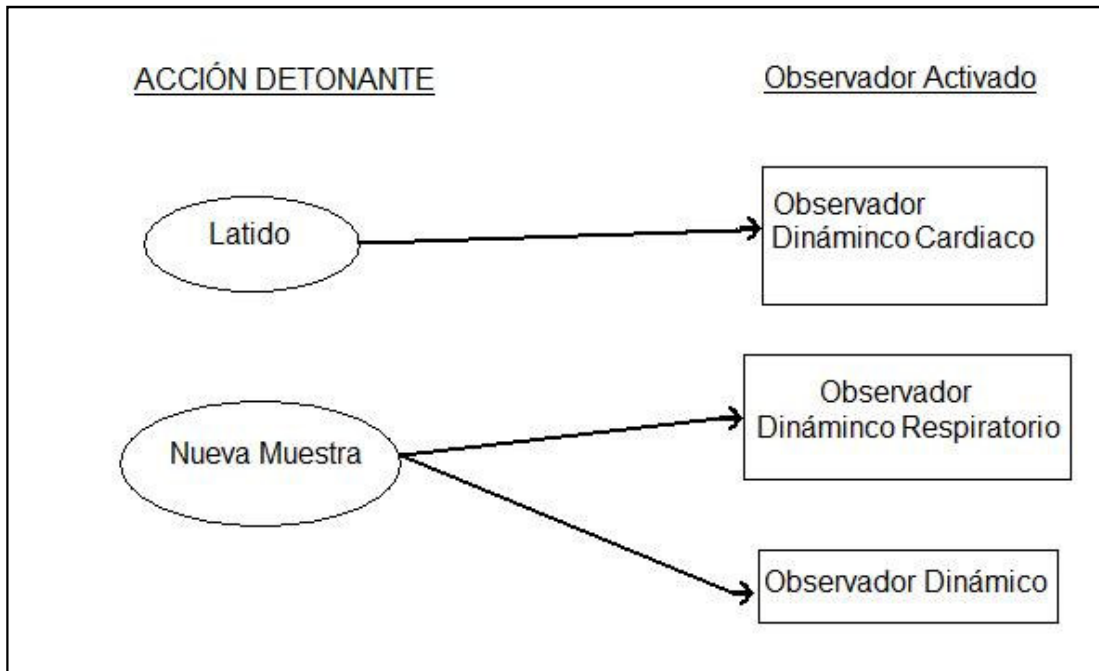


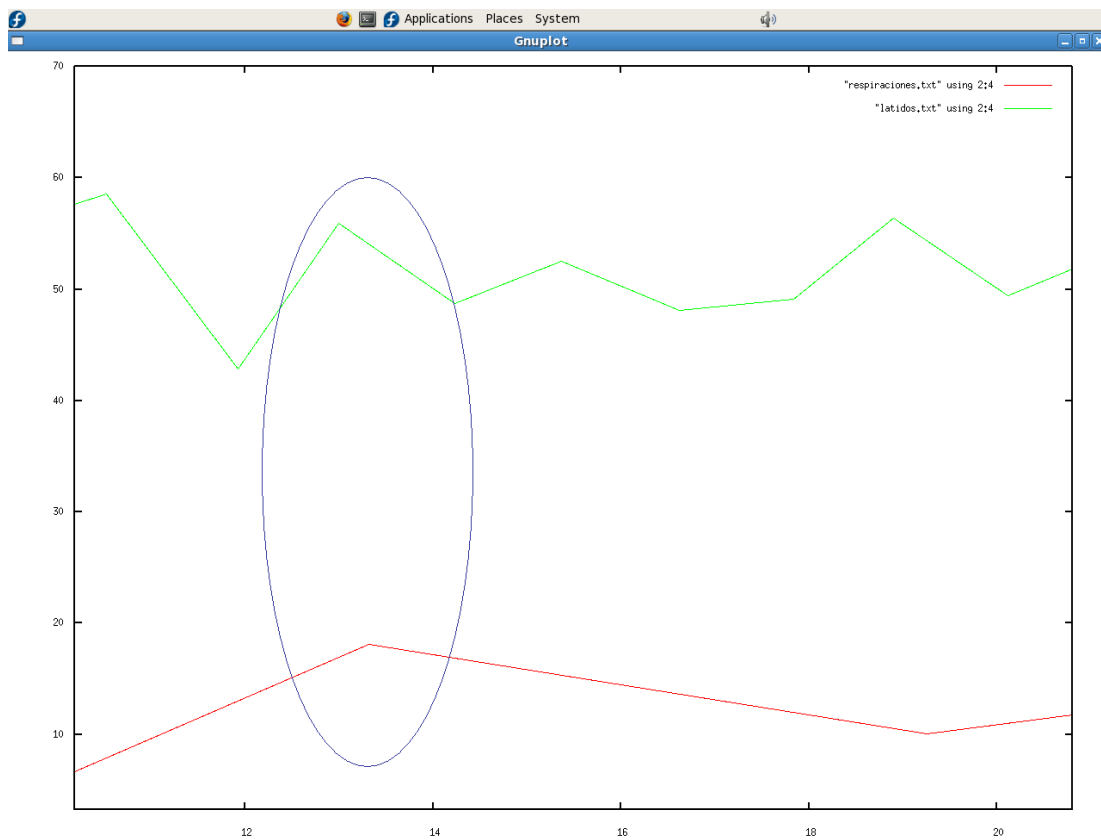
Figura 72: Detonantes de acceso a los observadores dinámicos

Otro de los motivos por los que se han separado en diferentes bloques es, como ocurre en el caso del observador cardíaco, donde no es necesario analizar los datos de cada muestra, sino analizar únicamente los datos de cada latido detectado, por tanto cada observador tiene un diferente detonante.

Se ha tomado como eventos a detectar por los observadores, el rango de amplitud en el que se encuentra la respiración y los efectos que provoca, sobre las frecuencias instantáneas tanto cardíaca como respiratoria, la acción de tragar del usuario.

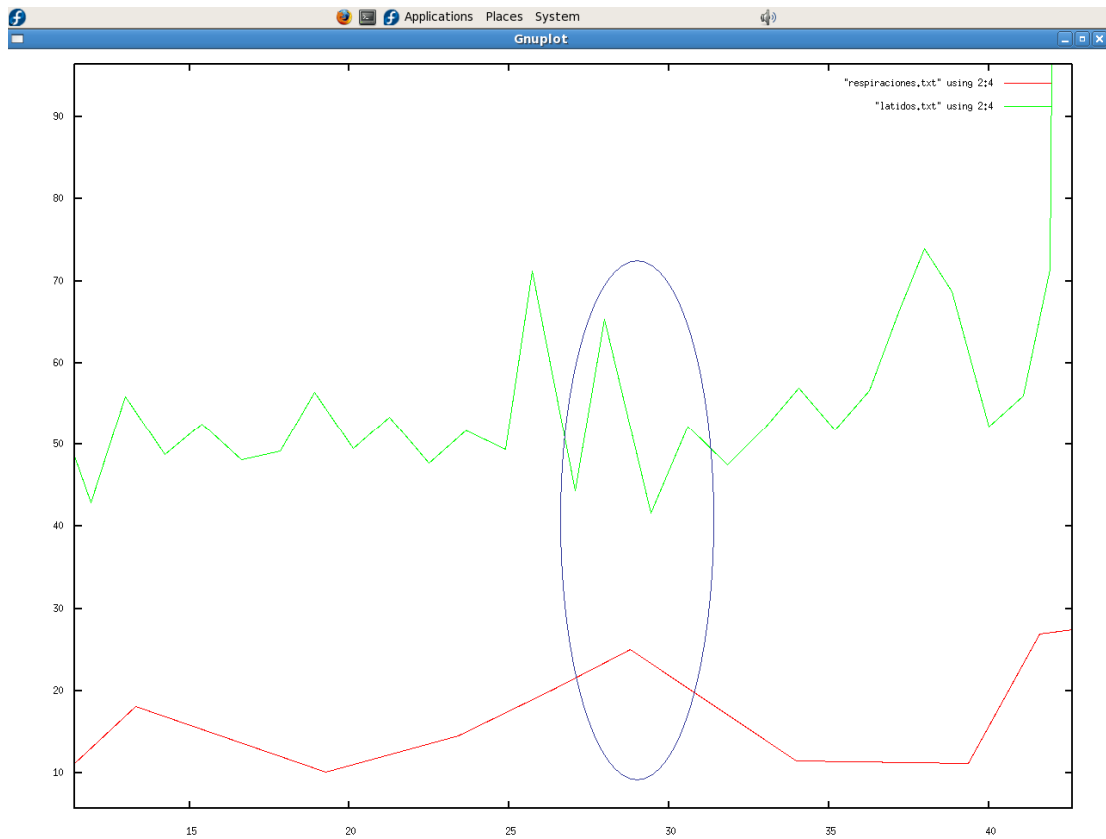
La acción de tragar se ha elegido debido a que es un gesto fácil de realizar y a sí mismo y tras varios estudios, se comprobó que provoca una alteración en las frecuencias instantáneas bastante característica como se puede ver en la figura 73, que se caracteriza concretamente por un aumento de la frecuencia instantánea cardíaca y un aumento de la frecuencia respiratoria instantánea. La detección de una de estas características por

separado, no activaría el evento, solamente la detección de ambas características durante un mismo rango temporal, provocaría la detección del evento.



de tragar

Como se puede apreciar en la figura 74, se abrían detectado tres eventos de tragar, ya que el primer evento subrayado no se verificaría con un incremento suficiente de la frecuencia cardiaca instantánea. En los otros tres círculos, se puede ver claramente un ascenso significativo de la frecuencia instantánea de respiración y al mismo tiempo prácticamente, un ascenso de la frecuencia cardiaca.



s en el eje x,

A continuación se examinarán los diferentes observadores dinámicos por separado, analizando en detalle los datos utilizados, el estudio llevado a cabo y las condiciones usadas para tomar una decisión u otra.

3.4.3.4.1 Observador dinámico cardiaco

El observador dinámico cardiaco se centrará únicamente en detectar picos de aumento de la frecuencia cardiaca instantánea, para ello realiza las siguientes fases:

- Se crea un buffer (bufferfrecc) que contiene los valores en frecuencia instantánea y tiempo de los latidos.
 - Durante los primeros 20 segundos de funcionamiento, el buffer recogerá todos los latidos.
 - A partir de los 20 segundos, el buffer contendrá únicamente los latidos ocurridos en los últimos 4 segundos.
- Al entrar en el observador dinámico, significa que ha ocurrido un nuevo latido por lo tanto tras eliminar las muestras con más de 4 segundos de antigüedad, se inserta este último latido en el buffer.
- Se recorre el buffer buscando la frecuencia instantánea mínima de los últimos latidos.
- Si la frecuencia instantánea del nuevo latido es mayor en 10 latidos/minuto que el mínimo calculado en el paso anterior pasará a comprobar las siguientes condiciones:
 - Han pasado más de tres segundos desde la última detección del evento cardiaco.
 - La bandera de evento cardiaco se encuentra a “0”.
 - El “restado” (se verá en el observador dinámico respiratorio) lleva más de 4 segundos sin ningún cambio.
- Si se cumplen todas las condiciones, el observador dinámico activara la bandera del evento cardiaco durante tres segundos.

3.4.3.4.2 Observador Dinámico Respiratorio

El observador dinámico respiratorio se encarga de detectar picos de bajada de la frecuencia instantánea respiratoria y además a diferencia del observador cardiaco, también de detectar cambios en la amplitud de la señal respiratoria.

Primero se describe la detección de picos de bajada en la frecuencia instantánea respiratoria, a continuación se describen las fases que se realizan:

- Se crea un buffer (bufferfrecr) que contiene los valores en frecuencia instantánea y tiempo de las respiraciones.
 - Durante los primeros 20 segundos de funcionamiento, el buffer recogerá todas las respiraciones.
 - A partir de los 20 segundos, el buffer contendrá únicamente las respiraciones ocurridas en los últimos 5 segundos.
- Al entrar en el observador dinámico, se comprueba si ha habido algún cambio en la frecuencia instantánea respiratoria, de no haber ningún cambio no se realiza ninguna acción dentro de este apartado del observador dinámico respiratorio.
- Tras eliminar las muestras con más de 5 segundos de antigüedad, se inserta esta última respiración en el buffer.
- Se recorre el buffer buscando la frecuencia instantánea mínima de los últimos latidos.
- Si la frecuencia instantánea de la nueva respiración es mayor en 1,5 veces el máximo ponderado durante los primeros 25 segundos de calibración (se ha querido personalizar este valor en función del usuario ya que la frecuencia respiratoria media es mucho más variable de un usuario a otro que la cardiaca) que el mínimo calculado en el paso anterior, pasará a comprobar las siguientes condiciones:
 - Han pasado más de tres segundos desde la última detección del evento respiratorio.
 - La bandera de evento respiratorio se encuentra a “0”.
 - El “restado” (se verá en el siguiente apartado) lleva más de 4 segundos sin ningún cambio.
- Si se cumplen todas las condiciones, el observador dinámico activará la bandera del evento respiratorio durante tres segundos.

Así mismo también se analiza por otra parte la amplitud de la señal respiratoria, este análisis se ha centrado en detectar en cuál de los tres rangos definidos se encuentra la respiración del sujeto analizado.

Los tres rangos son:

- Respiración normal (Amplitud entre a y A); restado=1
- Respiración Fuerte (Amplitud mayor de A); restado=2
- Respiración débil (Amplitud menor de a); restado=0

Donde las variables “ A ” y “ a ” son variables que dependen de la variable Max_pond_resp

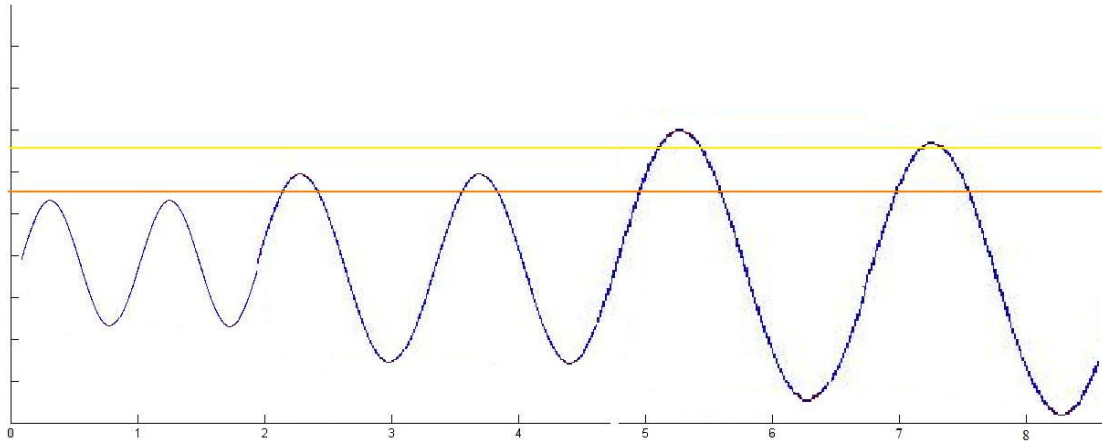


Figura 75: rangos de amplitud de señal respiratoria (tiempo en el eje x, unidades arbitrarias eje y)

de la siguiente forma:

- $A = Max_pond_resp * 2$
- $a = Max_pond_resp * 0,3$

La variable Max_Pond_resp se calcula durante el periodo de calibración inicial de 25 segundos (no cuenta la primera respiración para dar un margen al sujeto) y obtiene el valor máximo de la amplitud de la señal respiratoria durante ese periodo. De esta forma se consigue dotar de una mayor adaptabilidad a cada sujeto del sistema.

A continuación se describen las fases del análisis:

- El sistema de análisis de la amplitud respiratoria empieza a funcionar pasados 15 segundos desde el arranque.
- El sistema de análisis realiza diferentes comprobaciones dependiendo en el estado (rango) en el que se encuentre la amplitud de la señal respiratoria, aunque cualquier comprobación llevara consigo la condición de que se haya detectado una respiración desde la última comprobación valida:
 - restado=0:
 - En este caso al llevar las comprobaciones consigo el que se haya detectado una respiración y considerando que si la respiración tiene una amplitud menor de 2, no se detectara una respiración,

únicamente en caso de detectarse una respiración se comprobaría si esta tiene una amplitud menor o mayor de “A”.

- En caso de ser mayor de “A” se cambiará el restado a 2 y se pondrán a cero los cronómetros (rtimer y rtimer2) así como la bandera flag_resp.
- En caso de ser menor de “A” se cambiaría el restado a 1 y se pondrán a cero los cronómetros (rtimer y rtimer2) así como la bandera flag_resp.

○ restado=1:

- Se comprueba si la amplitud es mayor de “A”:
 - se cambiará el restado a 2 y se pondrán a cero el cronómetro (rtimer2) así como la bandera flag_resp.
- Se comprueba si la amplitud está entre “a” y “A”:
 - El estado se mantiene, se pondrán a cero el cronómetro (rtimer) así como la bandera flag_resp.
- En caso de que pasen más de dos segundos en el cronómetro rtimer (lo que querría decir más de dos segundos sin cumplir ninguna condición), se pasaría a restado igual a cero y se pondrán a cero el cronómetro (rtimer2) así como la bandera flag_resp.

○ restado=2:

- Se comprueba si la amplitud está entre “a” y “A”:
 - se cambiará el restado a 1 y se pondrán a cero el cronómetro (rtimer2) así como la bandera flag_resp.
- Se comprueba si la amplitud es mayor de “A”:
 - El estado se mantiene, se pondrán a cero el cronómetro (rtimer) así como la bandera flag_resp.
- En caso de que pasen más de dos segundos en el cronómetro rtimer (lo que querría decir más de dos segundos sin cumplir ninguna condición), se pasaría a restado igual a cero y se pondrán a cero el cronómetro (rtimer2) así como la bandera flag_resp.

La información se manda cada vez que ocurre un cambio en restado, así mismo con el fin de evitar múltiples cambios en poco tiempo (debido a la transición) se bloquea la detección de cambios durante tres segundos cada vez que ocurre uno.

3.4.3.4.3 Observador Dinámico general

Adicionalmente a los observadores dinámicos cardíaco y respiratorio, se ha diseñado un observador dinámico que maneje las señales generadas por ambos tras el análisis que realizan. De esta manera se intenta utilizar la mayor cantidad de información para aumentar la fiabilidad y la precisión del sistema de observación dinámica.

Únicamente pone a “1” la variable estado (lo que significa la activación del evento) en caso de que ambos eventos (cardíaco y respiratorio) estén activados, haya pasado más de seis segundos de la última activación del evento y durante cuatro segundos no haya cambiado la variable restado.

4 Integración, pruebas y resultados

Una vez descritas cada una de las fases en las que se basa este sistema, se procederá a explicar una visión global del sistema, así como a mostrar las pruebas y resultados que se realizaron para probar el sistema desarrollado.

4.1 Integración

En este punto se quiere dar una visión global del sistema desarrollado, ya que se compone de múltiples módulos y que la descripción detallada llevada a cabo en el punto 3 de cada uno de estos puede no ser la mejor manera de entender el funcionamiento del sistema desde un punto de vista general.

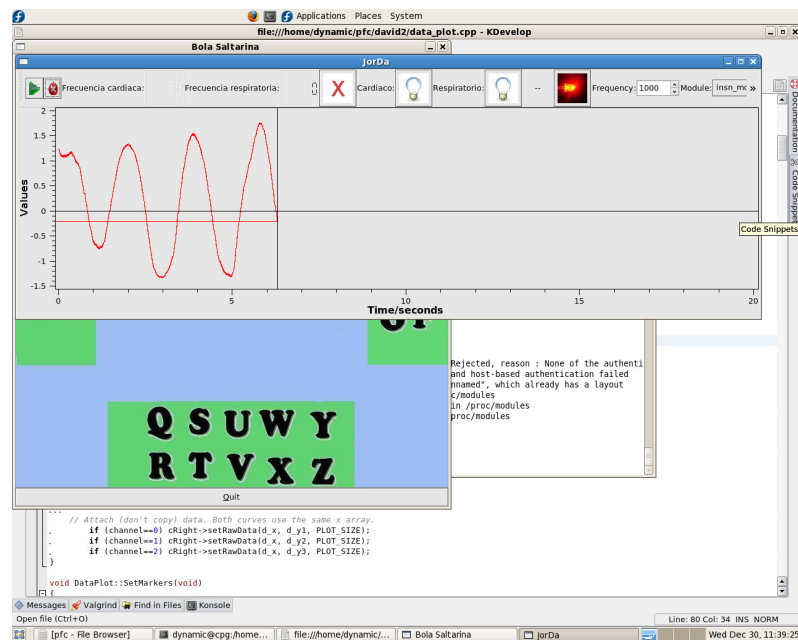
También se quiere recordar que el sensor galvánico finalmente no se utilizó ya que era muy inestable y causaba múltiples problemas de calibración así como de funcionamiento, lo que podría alterar el comportamiento del conjunto del sistema.

A continuación se detallará el funcionamiento del sistema desde el punto de vista del usuario, siguiendo una línea temporal desde que se inicia el sistema hasta que se ha realizado la tarea/objetivo requerida. Esta descripción será general y no entrará en detalles demasiado técnicos, los cuales se pueden encontrar en el apartado 3.

La tarea/objetivo para este ejemplo será el conseguir mover el puntero en las dos direcciones posibles para ambos sentidos, es decir ejes “X” e “Y” en ambos sentidos.

1. El primer paso sería cargar los módulos Kernel de tiempo real en el ordenador donde se vaya a utilizar el sistema.
2. El siguiente paso sería colocar con ayuda del propio usuario el sensor cardiaco y el sensor respiratorio, de una forma que no afecte excesivamente a la comodidad del usuario e intentando que el usuario junto a los sensores, queden lo más aislados posibles de interferencias generadas por otros sistemas o por alguna carga de electricidad estática.
3. Estos sensores se conectarán al amplificador (este deberá estar apagado durante la realización de la conexión para evitar posibles picos de tensión que puedan provocar daños en los sensores). La conexión se realizarán siguiendo la política de cables azules y negros irán al conector de la izquierda, el otro al de la derecha, y el amarillo a tierra (abajo).
4. Se encenderá el amplificador colocando la ganancia de ambos sensores al máximo (x1000) y se comprobará que tanto el filtro paso-bajo como el paso-alto estén colocados en el mínimo. Así mismo se activará el filtro notch que viene con el propio amplificador.

5. Se encenderá el dispositivo cardiaco, ya que este viene con una pila de auto-alimentación. El respiratorio no incorpora ningún mecanismo de auto-alimentación y por tanto no será necesario encenderlo.
6. Ya estamos listos para ejecutar el programa y que el sistema comience a funcionar, por tanto ejecutamos el archivo “pr1” y este se encargara de poner en marcha todo, para que el sistema empiece a funcionar con normalidad.
7. Lo primero que se encontrará el usuario son dos pantallas parcialmente superpuestas, es recomendable colocarlas como mejor le venga al propio usuario, ya que una proporciona información del observador dinámico y otra es la propia interfaz gráfica:

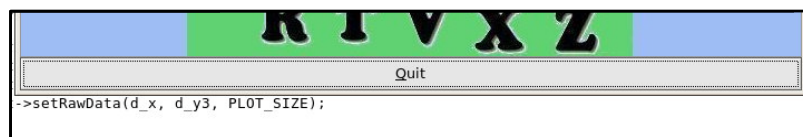


'antalla inicial al arrancar el sistema

Aparece una imagen de un LED iluminado en rojo, lo que indica que el sistema aún no está listo para funcionar con normalidad, ya que debe de calibrar ciertas variables del sistema antes de empezar a poder funcionar. Se recomienda que el usuario trate de estar lo más relajado posible durante estos segundos, para ayudar al sistema a que la calibración sea lo más real posible.

8. Tras la calibración, el LED cambiará su color al verde y el sistema ya estará funcionando con normalidad. El usuario puede comenzar a realizar los cambios en su respiración para manejar el puntero.

9. Que el usuario pueda observar su respiración en tiempo real, facilitará que este pueda regular la fuerza de su respiración para poder cambiar el sentido del movimiento. En principio si la respiración es normal, el puntero no se moverá, si la respiración es fuerte el puntero se desplazara en sentido positivo de los ejes y si la respiración es débil, el puntero se desplazara en el sentido negativo de los ejes.
10. Lo primero que puede realizar el usuario por tanto es respirar fuerte para comprobar cómo el puntero se desplaza hacia la derecha (ya que el eje por defecto será el "X"), en cuanto vuelva a respirar normal, el puntero se detendrá. Si el usuario pasara el puntero por alguno de los recuadros que contienen letras, se pasaría a otra pantalla donde el puntero aparecería en el centro de la ventana deteniendo el movimiento del puntero y poniendo el eje "X" como activo si es que no lo estaba.
11. Si el usuario desea cambiar el eje de movimiento, este debería hacer el gesto de tragar, fijándose en las bombillas que indican eventos cardiacos y respiratorios y esperando a que cambie el eje. En caso de que por cualquier motivo, el sistema no detectase la acción de tragar, esperar a que alguna de las bombillas que pudieran estar encendidas, se apague y volver a intentarlo. El momento óptimo para tragar es cuando la respiración está ascendiendo.
12. Cuando el usuario lo desee puede desplazar el puntero hasta la caja con la palabra EXIT escrita, o puede pulsar sobre el botón "Quit" de manera manual con el ratón.



4.2 Pruebas y Resultados

Con el fin de llegar a unas conclusiones sobre el funcionamiento del sistema desarrollado en este proyecto, se han realizado una serie de pruebas diseñadas para ofrecer una visión lo más objetiva posible del rendimiento y fiabilidad del sistema desarrollado.

A continuación se describen las pruebas realizadas:

- Se ha realizado una prueba con un conjunto de sujetos seleccionados. La prueba consiste en conseguir escribir la palabra “hola” formada por cuatro caracteres. Esta prueba se **repite nueve veces** por cada sujeto de manera consecutiva (con algún breve descanso para poder descansar). Una vez terminada cada una de las nueve pruebas se comprueba si es válida (no ha habido ningún problema ajeno a la aplicación que haya podido alterar el resultado final) y se anota el tiempo invertido en conseguir superar la prueba (la prueba se consideró superada una vez el sujeto escribía el último carácter de la palabra “hola”, “a”).

Los **quince** sujetos que han participado voluntariamente son mujeres y hombres entre los 20-30 años que se encuentran cursando estudios superiores o que ya los han terminado, por lo que se supone un grupo con unas características más o menos homogéneas. El Sujeto “uno” se ha excluido de los resultados colectivos al tratarse de un sujeto con experiencia previa, al final de los resultados se realiza un análisis de este sujeto frente al resto.

Así mismo esta prueba se ha realizado con y sin apoyo del sistema observador dinámico. En el caso sin asistencia el sujeto únicamente veía la ventana donde se muestra el cursor y los botones con el alfabeto (se trata de un biofeedback tradicional). En el caso Asistido (nuevo modelo de biofeedback) el sujeto tenía acceso a toda la información generada por el observador dinámico así como a los estímulos generados por este también.

Estas dos diferentes variantes de la prueba se realizaron con un tiempo considerable entre una y la otra (varias horas), para que el haber realizado una no influyera demasiado en la otra. La primera variante en ser probada por cada sujeto fue la de sin asistencia para que la repercusión de realizar ambas variantes fuera menor (ya que de esta manera el sujeto en el momento de realizar la prueba sin asistencia no conoce aún el observador).

A continuación se muestran los resultados obtenidos en la realización de las pruebas con los sujetos:

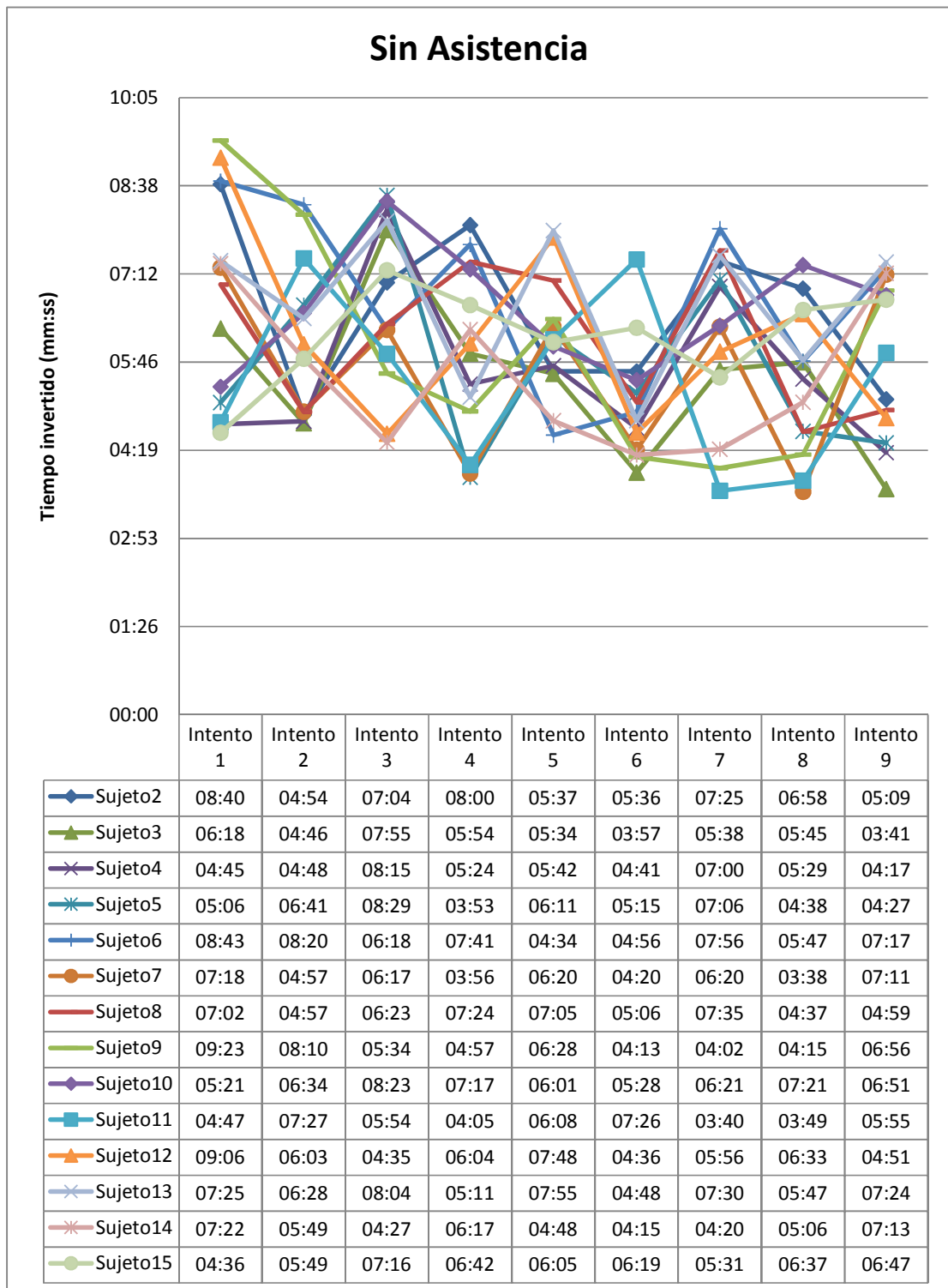


Tabla 2: Resultados Pruebas Sin Asistencia

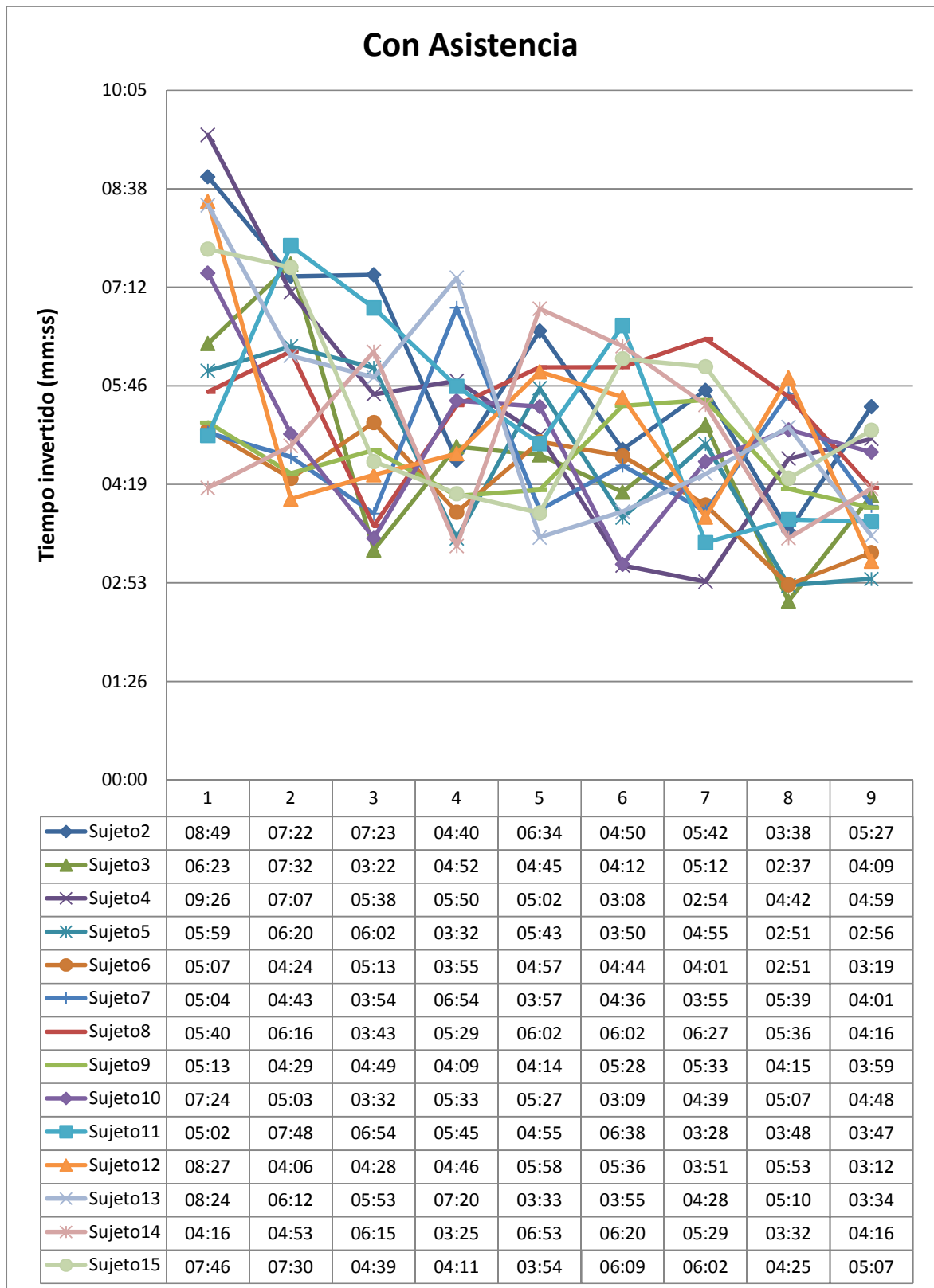


Tabla 3: Resultados Pruebas Con Asistencia

Del análisis de los resultados de las pruebas realizadas en los dos gráficos anteriores se puede concluir lo siguiente:

1. El tiempo empleado para escribir una única palabra corta y relativamente sencilla es bastante elevado, sobre todo si lo comparamos con sistemas actuales que emplean una mayor complejidad en sus interfaces gráficas. La media se encuentra tras los nueve intentos por encima de los 4 minutos con asistencia y por encima de los 5 en el caso sin asistencia.

Evidentemente estos resultados hacen ver que la interfaz gráfica de deletreo desarrollada es claramente mejorable, ya que en la actualidad existen sistemas desarrollados para personas con parálisis cerebral o tetrapléjicos que son capaces de conseguir tiempos mucho más reducidos (en todo caso siempre menores al minuto). Sin embargo esto no supone un fracaso para este proyecto ya que la complejidad de su interfaz gráfica fue desde un principio planteada con un diseño sencillo, simplemente como un medio para analizar los resultados del siguiente punto.

2. Otra conclusión que se obtiene de las dos gráficas anteriores es que el observador dinámico sí que ayuda significativamente a que el usuario sea capaz de mejorar sus tiempos de manera más rápida. Seguramente si esta prueba se realizara durante 30 intentos, la tendencia sería a igualarse los tiempos empleados con y sin observador dinámico, ya que el usuario empezaría a manejar el sistema sin necesidad de apoyos debido a que su conocimiento sobre el control crecería significativamente en un número tan grande de intentos, sin embargo al haber realizado únicamente nueve intentos por sujeto, se puede apreciar las ventajas del observador dinámico cuando el usuario no tiene todavía experiencia con el interfaz.

Lo que más cabe destacar de estos experimentos preliminares es que en un número pequeño de intentos los usuarios son capaces de mejorar significativamente gracias al observador dinámico que les indica los momentos idóneos para realizar las acciones así como multitud de información interesante.

Todo esto se puede observar en la siguiente gráfica que muestra la media de los 15 sujetos en ambos casos para cada intento:

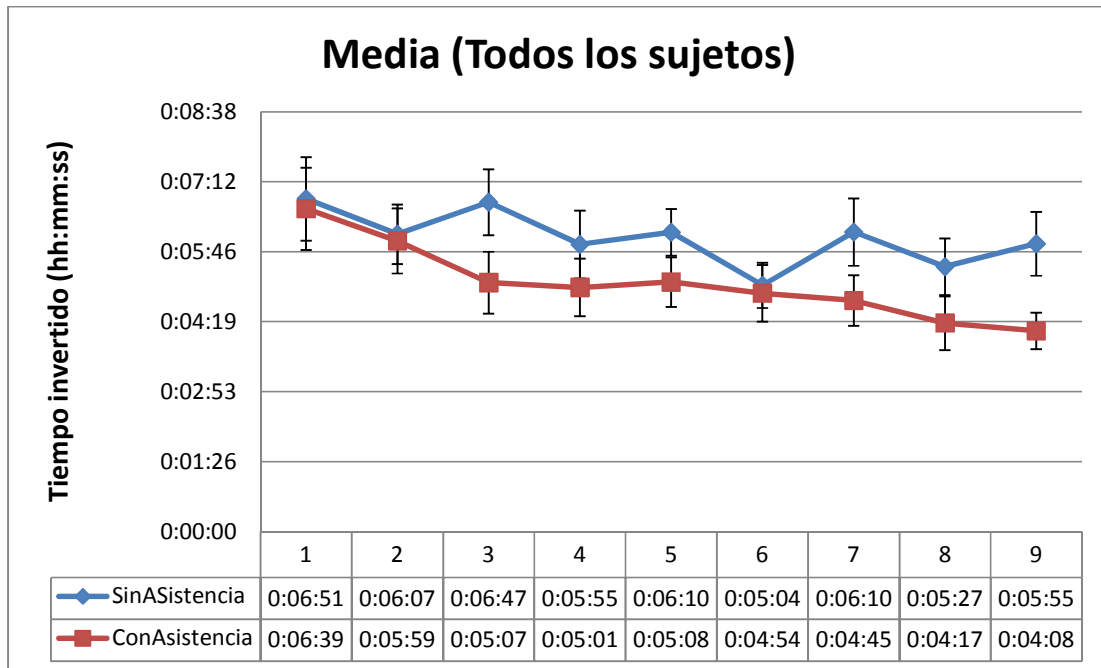


Tabla 4: Media de tiempo empleado por los 14 sujetos

Descripción	Intento 1	Intento 2	Intento 3	Intento 4	Intento 5	Intento 6	Intento 7	Intento 8	Intento 9
Promedio Con Asistencia	0:06:25	0:05:44	0:05:02	0:04:53	0:05:01	0:04:46	0:04:38	0:04:11	0:04:01
Desviación Estandar Con Asistencia	0:01:51	0:01:36	0:01:17	0:01:15	0:01:06	0:01:14	0:01:07	0:01:08	0:00:51
Promedio Sin Asistencia	0:06:42	0:06:04	0:06:32	0:05:49	0:05:57	0:04:57	0:05:57	0:05:18	0:05:43
Desviación Estandar Sin Asistencia	0:01:46	0:01:12	0:01:36	0:01:24	0:01:14	0:01:00	0:01:36	0:01:16	0:01:29

Tabla 5: Medias y Desviación estándar de las muestras en (hh:mm:ss)

Como se puede observar en la tabla 4, varios de los casos tienen la desviación estándar solapada, pero se puede ver que existen tres muestras (en concreto la tercera, la séptima y la novena) cuya desviación estándar no se solaparía, por lo que estos valores aunque arrojen un resultado que muestra una fiabilidad no muy elevada de los resultados, si que muestran la tendencia de esta prueba que realizada con un mayor número de sujetos y con un mayor número de casos arrojaría unos resultados mucho más claros que los aquí reflejados. Se puede considerar que esta prueba ayuda a la hora de confirmar la validez de los resultados sobre los que se respaldan las conclusiones del siguiente apartado.

También se ha realizado una prueba con el objetivo de ver los diferentes efectos del observador dinámico sobre un sujeto con experiencia (“Sujeto1” o David) y sobre el resto. Para ello se han analizado los tiempos efectuados por “David” y por la media de los otros 14 sujetos.

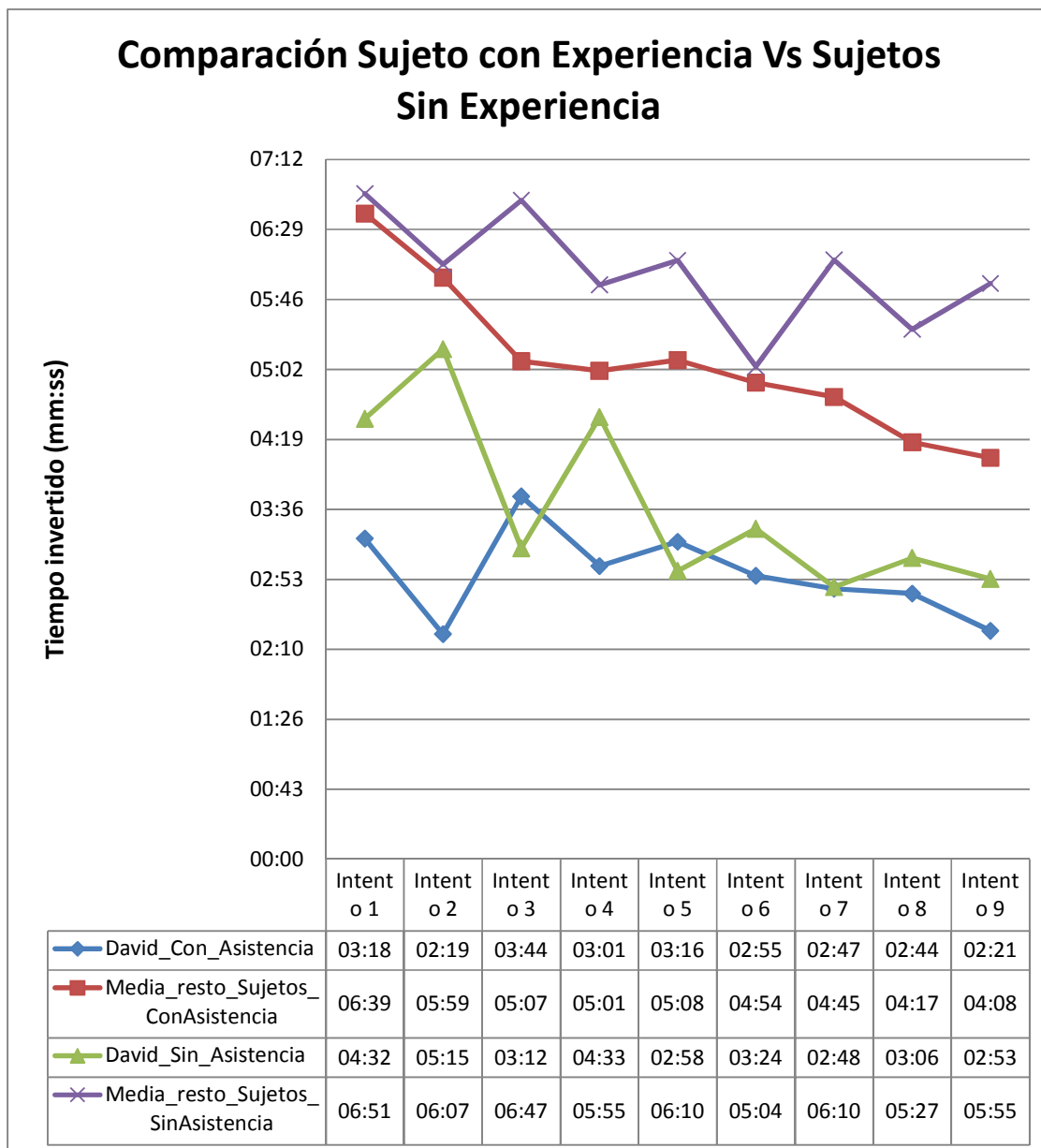


Tabla 6 : Comparación Sujeto con Experiencia Vs Sujetos Sin Experiencia (Sin Asistencia Vs Con Asistencia)

En la tabla 6 se puede observar que la existencia de un observador dinámico afecta mucho más a un usuario que no tenía experiencia en el uso del sistema. Para los usuarios sin experiencia los primeros dos intentos no suponen prácticamente ninguna diferencia entre la asistencia o no, sin embargo se observa como la asistencia del observador dinámico permite un descenso continuado de los tiempos según van realizando nuevos intentos mientras que sin asistencia las muestras son más irregulares y superiores en tiempo empleado.

5 Conclusiones y trabajo futuro

5.1 Conclusiones

Tras analizar los resultados de las pruebas llevadas a cabo y mostradas en el punto anterior, se puede constatar que este sistema muestra una tendencia a disminuir el tiempo de aprendizaje así como a mejorar la capacidad de control de los sujetos sobre el sistema.

Resumimos el trabajo realizado a lo largo del proyecto: Diseño y programación en un entorno de tiempo real de un observador dinámico para un sistema de deletreo asistido, la detección automática de eventos, el lanzamiento de estímulos, la integración del observador dinámico en la interfaz de deletreo y la adaptación al sistema implementado de los diferentes equipos/componentes que han sido necesarios para poder realizar este proyecto.

Por otro lado no se ha utilizado un sistema avanzado de control de la interfaz gráfica por lo que los resultados pueden mejorar en un sistema en que disponga de una interfaz gráfica más optimizada. El sistema aquí diseñado tiene limitaciones fundamentalmente debidas a que la señal cardiaca utilizada no es controlable de manera voluntaria y la señal respiratoria “aunque si se puede controlar” tampoco puede ser continuamente cambiante (porque puede producir reacciones molestas en el usuario a la hora de variar la frecuencia y amplitud de su respiración de manera continua). Sin embargo, los resultados obtenidos invitan al optimismo de cara a implantarlo en sistemas con un nivel mayor de complejidad y que puedan ser adaptados para su uso en interacción Hombre-Máquina.

Una mayor multimodalidad (Ver apartado [2.1.2](#)) con un mayor uso de señores biológicas (por ejemplo un reconocimiento de gestos pupilares o un uso eficiente de la señal galvánica) puede servir para aumentar la eficiencia de la comunicación entre el usuario y la máquina proporcionando más información sobre características de las señales biológicas a la máquina y al usuario. Además, este sistema incorpora varios elementos novedosos que ya se han descrito en el apartado [3.2](#) que ayudan al usuario final a mejorar su tiempo de aprendizaje sobre todo a usuarios primerizos que intentan aprender a manejar un sistema nuevo. Pare estos usuarios, el sistema planteado en este proyecto les ayuda a facilitar y agilizar la adaptación a nuevos medios y dispositivos.

Tras todo lo visto anteriormente se puede concluir que este proyecto sirve de base para abordar nuevos proyectos además de proporcionar resultados sobre una primera aproximación a un nuevo esquema de interfaz Hombre-Máquina. Además pone la tecnología multimodal como referencia para los nuevos avances en interfaces H-M a corto plazo, utilizando señales biológicas para gestionar esta interacción.

5.2 Posibles Aplicaciones

El proyecto desarrollado aquí tiene un gran abanico de aplicaciones dado que la base del sistema es lo verdaderamente importante y su interfaz gráfica simplemente busca mostrar una entre tantas aplicaciones posibles.

La base del sistema ofrece una forma de interfaz entre la máquina y el usuario mucho más intuitiva para el usuario y una mayor adaptabilidad de la máquina hacia el usuario lo que permite al usuario un aprendizaje mucho más rápido que con sistemas anteriores. Esta base se puede aplicar a cualquier sistema que se haya o se esté desarrollando sobre interfaces Hombre-Máquina, lo que permitiría al usuario final una adaptabilidad a nuevos sistemas mucho mayor, dando como resultado una mejora en gran parte de las interfaces.

A continuación se listan algunas de las aplicaciones posibles:

- Ayuda a personas con discapacidad motriz que les pueda impedir utilizar las interfaces actuales.
- Ayuda para situaciones donde por circunstancias temporales no sea posible la utilización de las interfaces actuales (Por ejemplo trabajos donde se tenga que utilizar las manos para otras tareas).
- Apoyo a las interfaces actuales, permitiendo un grado más de interacción al agregar una nueva forma de intercambiar información entre el usuario y la máquina.
- Mejora de los nuevos sistemas de interfaces, incluyendo las bases de este sistema en los nuevos modelos.

5.3 Trabajo futuro

El sistema aquí desarrollado pretende servir de base para futuros proyectos que utilicen señales neuronales con una mayor complejidad que las señales biológicas más simples que se han utilizado en este proyecto, siendo reutilizables varios elementos de la captura de datos y del procesamiento en tiempo real como base para las señales neuronales con una frecuencia y una complejidad mucho mayor.

También se quiere destacar que aunque de momento la fiabilidad del procesamiento de las señales biológicas del ser humano dista mucho de la perfección, en un futuro a medio plazo se pretende que estas señales sean mucho más interpretables y puedan ser usadas como sistemas primarios de toma de decisiones y no como elementos auxiliares.

En algunos casos ya se están viendo grandes avances a la hora de interpretar las señales más complejas del ser humano, las cerebrales, tal y como se puede ver en las múltiples publicaciones especializadas en estos temas. Por ejemplo recientemente la revista [Journal of Neural Engineering](#) ha publicado un artículo (Kellis S, Miller K, Thomson K, Brown R, House P, Greger B, 2010) donde mencionaba que un equipo de científicos de la [Universidad de Utah](#) ha dado un nuevo paso al demostrar la viabilidad de traducir las señales cerebrales correspondientes a palabras pensadas en palabras escritas en un ordenador. El método es invasivo y por tanto poco práctico a la hora de un uso normalizable, pero es un paso realmente importante a la hora de conseguir manejar sistemas mediante señalización neuronal.

6 Referencias

- [1] (MIT, E. K. (s.f.). *world wide web consortium*. Artículo obtenido de la web <http://www.w3c.es/divulgacion/guiasbreves/Multimodalidad>
- [2] Beaudouin-Lafon, M. (2004). *Proceedings of the working conference on Advanced visual interfaces*. Université Paris-Sud, Orsay, France: ACM New York, NY, USA.
- [3] Bishop, Greg Welch and Gary (2006). An introduction to the Kalman Filter. [University of North Carolina at Chapel Hill](http://www.ece.cmu.edu/~ece562/lectures/1/kalman.pdf)
- [4] Demos and John N. (2005). *Getting started with neurofeedback*. W.W.Norton.
- [5] MARIN AGUDELO, H. A. (2005). Biofeedback: de las técnicas de modificación de conducta, aplicada a los problemas mentales, a las técnicas de intervención de los problemas físicos. *Inf. psicol* (7), 109-121.
- [6] Mayné, Jordi *bairesrobotics*. Artículo Obtenido de la web http://www.bairesrobotics.com.ar/data/sensores_2003.pdf, 2003
- [7] Pew, R. W. (2002). *The human-computer interaction handbook: fundamentals, evolving technologies and emerging applications*. Mahwah, NJ, USA: Lawrence Erlbaum Associates.
- [8] Proakis, J. G. (2002). *Communication Systems Engineering* . Prentice Hall.
- [9] Rainer Wasinger, 2006, Multimodal interaction with mobile devices: fusing a broad spectrum of modality combinations, IOS Press, páginas 46-47.
- [10] Richard A Normann, Bradley Greger, Paul House, Samuel F Romero, Francisco Pelayo and Eduardo Fernandez (2009). Toward the development of a cortically based visual neuroprosthesis. *Journal of Neural Engineering* .
- [11] Turró, Mireia Ribera (2005). Evolución y tendencias en la interacción persona-ordenador. *El profesional de la información* , páginas 414-422.
- [12] Lucy Suchman, *Plans and Situated Actions: the problem of human-machine communication*, Cambridge University Press, 1987.
- [13] Yohan, Rochefort (2008). Automatic events detection in neurons activity.
- [14] Fári, M. G. y Kralovánszky, U. P. (2006) The founding father of biotechnology: Károly (Karl) Ereky.
- [15] José Mompín Poblet [Introducción a la bioingeniería](http://www.marcombo.com/Introduccion_a_la_bioingenieria/) (1988 edición). Marcombo. [ISBN 84-26706800](http://www.marcombo.com/Introduccion_a_la_bioingenieria/).
- [16] J.H. Blair, Development of voluntary control, Volume 8, Issue 5, September 1901, Pages 474-510.

- [17] Daniel Philip Todes, Ivan Pavlov: Exploring the animal machine, Oxford University Press, 2000.
- [18] Kellis S, Miller K, Thomson K, Brown R, House P, Greger B, [Decoding spoken words using local field potentials recorded from the cortical surface](#), J Neural Eng 2010 Oct;7(5):056007.
- [19] The Universal Design File: Designing for People of All Ages and Abilities” by M.F. Story, J.L. Mueller and R.L. Mace (1998).
- [20] [Michael Hiltzik](#), [Michael A. Hiltzik](#), Dealers of Lightning: Xerox PARC and the Dawn of the Computer Age. HarperCollins, 2000, ISBN 0887309895, 9780887309892.

Glosario

API	Application Programming Interface.
Multimodalidad	Utilización de diferentes Fuentes de manifestación de información.
Interfaz Hombre-Máquina	Dispositivo capaz de transformar las señales emitidas por un aparato/hombre en señales comprensibles por el otro.
RTAI	Real Time Application Interface.
H-M	Interfaz Hombre Máquina.
S.O.	Sistema Operativo.
IPC	Inter Process Communication.
CMOS	Complementary metal-oxide-semiconductor.
CCD	Charge-coupled device.
BNC	Conector Bayonet Neill-Concelman.
RF	Radio Frecuencia.

PRESUPUESTO

1) Ejecución Material

- Compra de ordenador personal (Software incluido)..... 2.000 €
- Compra Tarjeta de adquisición de datos..... 2.156 €
- Compra Amplificador..... 1.912 €
- Compra Sensores..... 1.838 €
- Total de ejecución material..... **8.906 €**

2) Gastos generales

- 16 % sobre Ejecución Material..... 1.425 €

3) Beneficio Industrial

- 6 % sobre Ejecución Material..... 534 €

4) Honorarios Proyecto

- 640 horas a 15 € / hora..... 9600 €

5) Material fungible

- Gastos de impresión..... 60 €
- Encuadernación..... 200 €

6) Subtotal del presupuesto

- Subtotal Presupuesto..... 11.819 €

7) I.V.A. aplicable

- 18% Subtotal Presupuesto 2.127 €

8) Total presupuesto

- Total Presupuesto..... **13.946 €**

Madrid, Marzo de 2011

El Ingeniero Jefe de Proyecto

Fdo.: David Fernández Rico
Ingeniero Superior de Telecomunicación

PLIEGO DE CONDICIONES

Este documento contiene las condiciones legales que guiarán la realización, en este proyecto, de un **interfaz hombre-máquina con un observador dinámico en tiempo real**. En lo que sigue, se supondrá que el proyecto ha sido encargado por una empresa cliente a una empresa consultora con la finalidad de realizar dicho sistema. Dicha empresa ha debido desarrollar una línea de investigación con objeto de elaborar el proyecto. Esta línea de investigación, junto con el posterior desarrollo de los programas está amparada por las condiciones particulares del siguiente pliego.

Supuesto que la utilización industrial de los métodos recogidos en el presente proyecto ha sido decidida por parte de la empresa cliente o de otras, la obra a realizar se regulará por las siguientes:

Condiciones generales

1. La modalidad de contratación será el concurso. La adjudicación se hará, por tanto, a la proposición más favorable sin atender exclusivamente al valor económico, dependiendo de las mayores garantías ofrecidas. La empresa que somete el proyecto a concurso se reserva el derecho a declararlo desierto.

2. El montaje y mecanización completa de los equipos que intervengan será realizado totalmente por la empresa licitadora.

3. En la oferta, se hará constar el precio total por el que se compromete a realizar la obra y el tanto por ciento de baja que supone este precio en relación con un importe límite si este se hubiera fijado.

4. La obra se realizará bajo la dirección técnica de un Ingeniero Superior de Telecomunicación, auxiliado por el número de Ingenieros Técnicos y Programadores que se estime preciso para el desarrollo de la misma.

5. Aparte del Ingeniero Director, el contratista tendrá derecho a contratar al resto del personal, pudiendo ceder esta prerrogativa a favor del Ingeniero Director, quien no estará obligado a aceptarla.

6. El contratista tiene derecho a sacar copias a su costa de los planos, pliego de condiciones y presupuestos. El Ingeniero autor del proyecto autorizará con su firma las copias solicitadas por el contratista después de confrontarlas.

7. Se abonará al contratista la obra que realmente ejecute con sujeción al proyecto que sirvió de base para la contratación, a las modificaciones autorizadas por la superioridad o a las órdenes que con arreglo a sus facultades le hayan comunicado por escrito al Ingeniero Director de obras siempre que dicha obra se haya ajustado a los preceptos de los pliegos de condiciones, con arreglo a los cuales, se harán las modificaciones y la valoración de las diversas unidades sin que el importe total pueda exceder de los presupuestos aprobados. Por consiguiente, el número de unidades que se consignan en el proyecto o en el presupuesto, no podrá servirle de fundamento para entablar reclamaciones de ninguna clase, salvo en los casos de rescisión.

8. Tanto en las certificaciones de obras como en la liquidación final, se abonarán los trabajos realizados por el contratista a los precios de ejecución material que figuran en el presupuesto para cada unidad de la obra.

9. Si excepcionalmente se hubiera ejecutado algún trabajo que no se ajustase a las condiciones de la contrata pero que sin embargo es admisible a juicio del Ingeniero Director de obras, se dará conocimiento a la Dirección, proponiendo a la vez la rebaja de precios que el Ingeniero estime justa y si la Dirección resolviera aceptar la obra, quedará el contratista obligado a conformarse con la rebaja acordada.

10. Cuando se juzgue necesario emplear materiales o ejecutar obras que no figuren en el presupuesto de la contrata, se evaluará su importe a los precios asignados a otras obras o materiales análogos si los hubiere y cuando no, se discutirán entre el Ingeniero Director y el contratista, sometiéndolos a la aprobación de la Dirección. Los nuevos precios convenidos por uno u otro procedimiento, se sujetarán siempre al establecido en el punto anterior.

11. Cuando el contratista, con autorización del Ingeniero Director de obras, emplee materiales de calidad más elevada o de mayores dimensiones de lo estipulado en el proyecto, o sustituya una clase de fabricación por otra que tenga asignado mayor precio o ejecute con mayores dimensiones cualquier otra parte de las obras, o en general, introduzca en ellas cualquier modificación que sea beneficiosa a juicio del Ingeniero Director de obras, no tendrá derecho sin embargo, sino a lo que le correspondería si hubiera realizado la obra con estricta sujeción a lo proyectado y contratado.

12. Las cantidades calculadas para obras accesorias, aunque figuren por partida alzada en el presupuesto final (general), no serán abonadas sino a los precios de la contrata, según las condiciones de la misma y los proyectos particulares que para ellas se formen, o en su defecto, por lo que resulte de su medición final.

13. El contratista queda obligado a abonar al Ingeniero autor del proyecto y director de obras así como a los Ingenieros Técnicos, el importe de sus respectivos honorarios facultativos por formación del proyecto, dirección técnica y administración en su caso, con arreglo a las tarifas y honorarios vigentes.

14. Concluida la ejecución de la obra, será reconocida por el Ingeniero Director que a tal efecto designe la empresa.

15. La garantía definitiva será del 4% del presupuesto y la provisional del 2%.

16. La forma de pago será por certificaciones mensuales de la obra ejecutada, de acuerdo con los precios del presupuesto, deducida la baja si la hubiera.

17. La fecha de comienzo de las obras será a partir de los 15 días naturales del replanteo oficial de las mismas y la definitiva, al año de haber ejecutado la provisional, procediéndose si no existe reclamación alguna, a la reclamación de la fianza.

18. Si el contratista al efectuar el replanteo, observase algún error en el proyecto, deberá comunicarlo en el plazo de quince días al Ingeniero Director de obras, pues transcurrido ese plazo será responsable de la exactitud del proyecto.

19. El contratista está obligado a designar una persona responsable que se entenderá con el Ingeniero Director de obras, o con el delegado que éste designe, para todo relacionado con ella. Al ser el Ingeniero Director de obras el que interpreta el proyecto, el contratista deberá consultarle cualquier duda que surja en su realización.

20. Durante la realización de la obra, se girarán visitas de inspección por personal facultativo de la empresa cliente, para hacer las comprobaciones que se crean oportunas. Es

obligación del contratista, la conservación de la obra ya ejecutada hasta la recepción de la misma, por lo que el deterioro parcial o total de ella, aunque sea por agentes atmosféricos u otras causas, deberá ser reparado o reconstruido por su cuenta.

21. El contratista, deberá realizar la obra en el plazo mencionado a partir de la fecha del contrato, incurriendo en multa, por retraso de la ejecución siempre que éste no sea debido a causas de fuerza mayor. A la terminación de la obra, se hará una recepción provisional previo reconocimiento y examen por la dirección técnica, el depositario de efectos, el interventor y el jefe de servicio o un representante, estampando su conformidad el contratista.

22. Hecha la recepción provisional, se certificará al contratista el resto de la obra, reservándose la administración el importe de los gastos de conservación de la misma hasta su recepción definitiva y la fianza durante el tiempo señalado como plazo de garantía. La recepción definitiva se hará en las mismas condiciones que la provisional, extendiéndose el acta correspondiente. El Director Técnico propondrá a la Junta Económica la devolución de la fianza al contratista de acuerdo con las condiciones económicas legales establecidas.

23. Las tarifas para la determinación de honorarios, reguladas por orden de la Presidencia del Gobierno el 19 de Octubre de 1961, se aplicarán sobre el denominado en la actualidad "Presupuesto de Ejecución de Contrata" y anteriormente llamado "Presupuesto de Ejecución Material" que hoy designa otro concepto.

Condiciones particulares

La empresa consultora, que ha desarrollado el presente proyecto, lo entregará a la empresa cliente bajo las condiciones generales ya formuladas, debiendo añadirse las siguientes condiciones particulares:

1. La propiedad intelectual de los procesos descritos y analizados en el presente trabajo, pertenece por entero a la empresa consultora representada por el Ingeniero Director del Proyecto.

2. La empresa consultora se reserva el derecho a la utilización total o parcial de los resultados de la investigación realizada para desarrollar el siguiente proyecto, bien para su publicación o bien para su uso en trabajos o proyectos posteriores, para la misma empresa cliente o para otra.

3. Cualquier tipo de reproducción aparte de las reseñadas en las condiciones generales, bien sea para uso particular de la empresa cliente, o para cualquier otra aplicación, contará con autorización expresa y por escrito del Ingeniero Director del Proyecto, que actuará en representación de la empresa consultora.

4. En la autorización se ha de hacer constar la aplicación a que se destinan sus reproducciones así como su cantidad.

5. En todas las reproducciones se indicará su procedencia, explicitando el nombre del proyecto, nombre del Ingeniero Director y de la empresa consultora.

6. Si el proyecto pasa la etapa de desarrollo, cualquier modificación que se realice sobre él, deberá ser notificada al Ingeniero Director del Proyecto y a criterio de éste, la empresa consultora decidirá aceptar o no la modificación propuesta.

7. Si la modificación se acepta, la empresa consultora se hará responsable al mismo nivel que el proyecto inicial del que resulta el añadirla.

8. Si la modificación no es aceptada, por el contrario, la empresa consultora declinará toda responsabilidad que se derive de la aplicación o influencia de la misma.

9. Si la empresa cliente decide desarrollar industrialmente uno o varios productos en los que resulte parcial o totalmente aplicable el estudio de este proyecto, deberá comunicarlo a la empresa consultora.

10. La empresa consultora no se responsabiliza de los efectos laterales que se puedan producir en el momento en que se utilice la herramienta objeto del presente proyecto para la realización de otras aplicaciones.

11. La empresa consultora tendrá prioridad respecto a otras en la elaboración de los proyectos auxiliares que fuese necesario desarrollar para dicha aplicación industrial, siempre que no haga explícita renuncia a este hecho. En este caso, deberá autorizar expresamente los proyectos presentados por otros.

12. El Ingeniero Director del presente proyecto, será el responsable de la dirección de la aplicación industrial siempre que la empresa consultora lo estime oportuno. En caso contrario, la persona designada deberá contar con la autorización del mismo, quien delegará en él las responsabilidades que ostente.